

---

# Bachelorarbeit

---

Frau  
Romy Gerber

**Entwicklung und Konstruktion  
eines Patientensimulators zur  
Überprüfung von selbstan-  
saugenden Elektrodenappli-  
kationsgeräten für Elektro-  
kardiographen unter Einbe-  
ziehung eines vorhandenen  
QRS-Simulators**

Mittweida, September 2011



## **Bachelorarbeit**

---

# **Entwicklung und Konstruktion eines Patientensimulators zur Überprüfung von selbstan- saugenden Elektrodenappli- kationsgeräten für Elektro- kardiographen unter Einbe- ziehung eines vorhandenen QRS-Simulators**

Autor:

**Frau  
Romy Gerber**

Studiengang:

**Physikalische Technik**

Seminargruppe:

**PT08wM-B**

Erstprüfer:

**Herr Prof. Dr. Ralf Hinderer**

Zweitprüfer:

**Dipl.-Ing. Torsten Nicklaus**

## **Bibliografische Beschreibung:**

Romy Gerber:

Entwicklung und Konstruktion eines Patientensimulators zur Überprüfung von selbstansaugenden Elektrodenapplikationsgeräten für Elektrokardiographen unter Einbeziehung eines vorhandenen QRS-Simulators - 2011 - 62 S.

Mittweida, Hochschule Mittweida, Fakultät Mathematik/ Naturwissenschaften/ Informatik, Bachelorarbeit, 2011

## **Referat:**

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der Entwicklung und Konstruktion eines Patientensimulators zur Überprüfung von selbstansaugenden Elektrodenapplikationsgeräten für Elektrokardiographen. Für die Umsetzung werden mehrere Varianten genannt und verglichen. Der Patientensimulator wird nach einer dieser Varianten gebaut. Mit Hilfe des Patientensimulators wird nach mehreren Verfahren ein selbstansaugendes Elektrodenapplikationsgerät für EKGs geprüft. Des Weiteren werden verschiedene Defekte simuliert und charakterisiert.

## **Danksagung**

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denen bedanken, die mir bei der Anfertigung dieser Bachelorarbeit geholfen haben.

Ganz besonders bedanken möchte ich mich bei meinem Professor Dr. Ralf Hinderer und bei meinem Chef Herr Dipl.-Ing. (FH) Torsten Nicklaus, die mich während meiner Bachelorarbeit betreut und tatkräftig unterstützt haben.

Ein herzliches Dankeschön geht an die PraxiMed-Servicemitarbeiter Herrn Andreas Frenzel, Herrn Dipl.-Ing. (FH) Michael Seidel, Herrn Dipl.-Ing. (FH) Michael Möhl und Herrn Dipl.-Ing. (BA) Thomas Oest, die mir mit ihren technischen Know-How stets bei Seite standen.

Des Weiteren möchte ich mich meinem Vater Gunter Lichtenberger und meinem Freund Dorian Wieland bedanken, die mir bei dem Bau des Patientensimulators durch ihr Wissen und durch ihre Bereitstellung von Werkzeug behilflich waren.

Nicht zuletzt möchte ich mich ganz herzlich bei meiner Mutti Simone Gerber bedanken, die mich während des ganzen Studiums moralisch unterstützte.

Romy Gerber

# Inhalt

<b>Inhalt.....</b>	<b>I</b>
<b>Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>III</b>
<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>V</b>
<b>1      Einleitung .....</b>	<b>1</b>
<b>2      Grundlagen.....</b>	<b>3</b>
2.1 <i>Herz</i> .....	3
2.1.1      Lage und Aufbau .....	3
2.1.2      Funktion .....	4
2.1.2.1      Der Herzzyklus.....	4
2.1.2.2      Erregungsbildungs- und Leitungssystem.....	5
2.2 <i>Elektrokardiographie</i> .....	7
2.2.1      Bau und Funktionsweise eines Elektrokardiographen .....	7
2.2.2      Standardableitungen.....	7
2.2.2.1      Ableitungen nach Einthoven .....	8
2.2.2.2      Ableitungen nach Goldberger .....	9
2.2.2.3      Ableitungen nach Wilson .....	10
2.2.2.4      Ableitungen nach Nehb .....	11
2.2.2.5      Ableitungen nach Cabrera .....	11
2.2.3      Die Nomenklatur des Elektrokardiogramms .....	12
2.3 <i>Elektrodenteknik</i> .....	14
2.3.1      Plattenelektroden .....	14
2.3.2      Knopfelektroden.....	15
2.3.3      Klebeelektroden (Einmalelektroden).....	15
2.3.4      Klammerelektrode.....	16
2.3.5      Saugelektroden.....	16
2.4 <i>Arten von Elektrodenapplikationssystemen</i> .....	17
2.4.1      Elektrodenapplikationssystem mit Unterdruck .....	17
2.4.2      Elektrodenapplikationssystem mit sensorgesteuertem Unterdruck .....	17
2.4.3      Elektrodenapplikationssystem mit Druckluft .....	18
<b>3      Entwicklung eines Patientensimulators .....</b>	<b>19</b>
3.1 <i>Anforderungen an den Patientensimulator</i> .....	19
3.2 <i>Der QRS-Simulator</i> .....	19

3.3	<i>Möglichkeiten der Umsetzung</i> .....	21
3.3.1	Variante 1 .....	21
3.3.2	Variante 2 .....	22
3.3.3	Variante 3 .....	22
3.3.4	Variante 4 .....	23
3.3.5	Variante 5 .....	24
3.4	<i>Vergleich der Varianten</i> .....	25
<b>4</b>	<b>Konstruktion des Patientensimulators</b> .....	<b>27</b>
4.1	<i>Geforderte Eigenschaften der Bauteile</i> .....	27
4.2	<i>Technische Daten der verwendeten Bauteile</i> .....	29
4.3	<i>Gesamtkosten für den Bau</i> .....	31
4.4	<i>Montage des Patientensimulators</i> .....	32
<b>5</b>	<b>Funktionsprüfung eines Elektrodenapplikationsgerätes</b> .....	<b>37</b>
5.1	<i>Prüfungszubehör</i> .....	37
5.2	<i>Prüfungsaufbau</i> .....	39
5.3	<i>Funktionsprüfung</i> .....	40
5.3.1	Elektrokardiogramm.....	40
5.3.2	Elektrodentest.....	40
5.3.3	Widerstandsmessung .....	41
<b>6</b>	<b>Simulation und Erkennung von Defekten</b> .....	<b>43</b>
6.1	<i>Mögliche Defekte</i> .....	43
6.2	<i>Elektrokardiogramm</i> .....	43
6.3	<i>Elektrodentest</i> .....	45
6.4	<i>Widerstandsmessung</i> .....	47
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b> .....	<b>49</b>
7.1	<i>Zusammenfassung</i> .....	49
7.2	<i>Ausblick</i> .....	50
	<b>Quellen</b> .....	<b>53</b>
	<b>Anlagen</b> .....	<b>57</b>
	<b>Anlage A - Der QRS-Simulator</b> .....	<b>59</b>
	<b>Anlage B - Elektrokardiogramme</b> .....	<b>61</b>
	<b>Selbstständigkeitserklärung</b> .....	<b>63</b>

# Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Aufbau des Herzens (11) .....	4
Abbildung 2: Erregungsbildung und -leitung des Herzen (13) .....	6
Abbildung 3: Ableitungen nach Einthoven (2) .....	8
Abbildung 4: Einthoven-Dreieck (2) .....	9
Abbildung 5: Ableitungen nach Goldberger (1) .....	9
Abbildung 6: Ableitungen nach Wilson (1) .....	10
Abbildung 7: Ableitung nach Nehb (16) .....	11
Abbildung 8: Cabrera-Kreis (1) .....	12
Abbildung 9: Nomenklatur des Elektrokardiogramms (2) .....	12
Abbildung 10: Plattenelektrode (19) .....	14
Abbildung 11: Knopfelektrode (20) .....	15
Abbildung 12: Klebeelektroden (21) .....	15
Abbildung 13: Klammerelektroden (22) .....	16
Abbildung 14: Saugelektrode ohne Anschluss an ein selbstansaugendes Elektrodenappli- kationssystems (links) und Saugelektrode mit Anschluss an ein selbstansaugendes Elektrodenapplikationssystems (rechts) (23, 24) .....	16
Abbildung 15: Prinzip des Elektrodenapplikationssystems mit Druckluft (17) .....	18
Abbildung 16: Der QRS-Simulator .....	20
Abbildung 17: Blockschaltbild Variante 1 .....	21
Abbildung 18: Blockschaltbild Variante 2 .....	22
Abbildung 19: Blockschaltbild Variante 3 .....	23



Abbildung 20: Blockschaltbild Variante 4 .....	23
Abbildung 21: Blockschaltbild Variante 5 .....	24
Abbildung 22: Koffer Jazz 5007 der Firma W. AG (25).....	29
Abbildung 23: Gefertigte Platte mit Werkzeug .....	32
Abbildung 24: Rückseite der Einbauplatte mit Aussparungen für die Buchse und die Stecker der Plattenelektroden (links); Vorderseite der Einbauplatte mit den angebrachten Extremitätenelektroden (rechts).....	33
Abbildung 26: Verbundene Extremitätenelektroden mit der Einbaubuchse (links), kurzgeschlossene Brustwandelektroden mittels Ringkabelschuh (rechts) .....	34
Abbildung 25: Definiton Belegung der Buchse an Lötseite (26) .....	34
Abbildung 27: QRS-Simulator mit eingebauter Buchse (links); das Innere des QRS-Simulators mit Verbindungen zwischen den 4 mm-Buchsen und der Einbaubuchse (rechts).....	35
Abbildung 29: Signalübertragungskabel zwischen QRS-Simulator und Koffer.....	36
Abbildung 28: Definition Belegung des Steckers an der Lötseite (25).....	36
Abbildung 30: EKG-Gerät Schiller CARDIOVIT AT-10 (27).....	37
Abbildung 31: Elektrodenapplikationssystem KISS (4).....	38
Abbildung 32: Aufbau der Prüfung mit Patientensimulator .....	39
Abbildung 33: Elektrodentest .....	41
Abbildung 34: Messplatz der Widerstandmessung .....	42
Abbildung 35: Störungen im Elektrokardiogramm durch undichten Saugdomen .....	44
Abbildung 36: Elektrodentest bei defekter Elektrodenleitung L .....	45
Abbildung 37: Elektrodentest bei defekter Elektrodenleitung F oder N .....	46
Abbildung 38: Blockschaltbild weiterentwickeltes Prüfgerät .....	50

# Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Punktwertetabelle.....	25
Tabelle 2: Bewertung der Varianten.....	26
Tabelle 3: Gesamtkosten für den Bau.....	31
Tabelle 4: Widerstandsmessung an Elektrodenleitungen.....	42
Tabelle 5: Widerstandsmessung bei defekter Elektrodenleitung L .....	47



# 1 Einleitung

Mein Praxissemester absolvierte ich in der PraxiMed Medizintechnik Vertriebs GmbH in Zwönitz, welche ein führendes Unternehmen im Vertrieb von Medizintechnik und medizinischem Verbrauchsmaterial in Sachsen ist. Während dieser Zeit arbeitete ich in der Serviceabteilung. Diese ist hauptsächlich für Reparaturen an medizinischen Geräten, für messtechnische und sicherheitstechnische Kontrollen zuständig.

Bei den Reparaturen fallen unter anderem auch defekte selbstansaugende Elektrodenapplikationsgeräte für Elektrokardiographen an. Die Fehlersuche erweist sich dabei, laut Erfahrungsberichten der Medizintechniker, als sehr schwierig und zeitaufwändig, da die EKG-Aufnahme nur an einem Probanden durchgeführt werden kann. Um den Servicetechnikern das Finden der Ursache für den Defekt schnell und einfach zu ermöglichen, wurde mir die Aufgabe gestellt, einen Patientensimulator zur Überprüfung von selbstansaugenden Elektrodenapplikationsgeräten für EKGs zu entwickeln. Der Patientensimulator sollte dabei so konstruiert werden, dass der vorhandene QRS-Simulator mit einbezogen werden kann.

Für die Entwicklung des Patientensimulators sollten mehrere Möglichkeiten der Umsetzung genannt und verglichen werden, um sich dann für die beste und praktischste Variante zu entscheiden. Nach dem Bau des Patientensimulators sollte dieser mittels verschiedener Messungen auf Funktionsfähigkeit geprüft werden. Die Ergebnisse sollten zusammengefasst werden und es sollte ein Ausblick gegeben werden.

Die Bachelorarbeit besteht aus sieben Kapiteln. Nach allgemeiner Einleitung werden im Kapitel 2 die Funktion des Herzens und die Grundlagen von Elektrokardiographie und selbstansaugenden Elektrodenapplikationssystemen erläutert. Diese sollen als Basis für die gesamte Arbeit dienen.

Im Kapitel 3 werden die Anforderungen an das Prüfgerät genannt und der QRS-Simulator näher beschrieben. Anschließend werden die Möglichkeiten der Umsetzung erläutert und miteinander verglichen.

Anschließend werden im vierten Kapitel nach den gestellten Anforderungen an die Bauelemente die technischen Daten der ausgewählten Bauteile genannt und die Kosten für den Bau aufgelistet. Der Bau des Patientensimulators wird schrittweise dokumentiert.

Im Kapitel 5 erfolgt die Funktionsprüfung eines selbstansaugenden Elektrodenapplikationsgerätes unter Verwendung des Patientensimulators. Das verwendete EKG und das selbstansaugende Elektrodenapplikationsgerät werden vorgestellt. Die drei Messmethoden werden erläutert.

Danach werden im sechsten Kapitel mögliche Defekte an einem selbstansaugenden Elektrodenapplikationsgerät genannt und simuliert.

Schließlich werden im Kapitel 7 die Ergebnisse zusammengefasst und es wird ein Ausblick auf mögliche Weiterentwicklungen gegeben.

## 2 Grundlagen

### 2.1 Herz

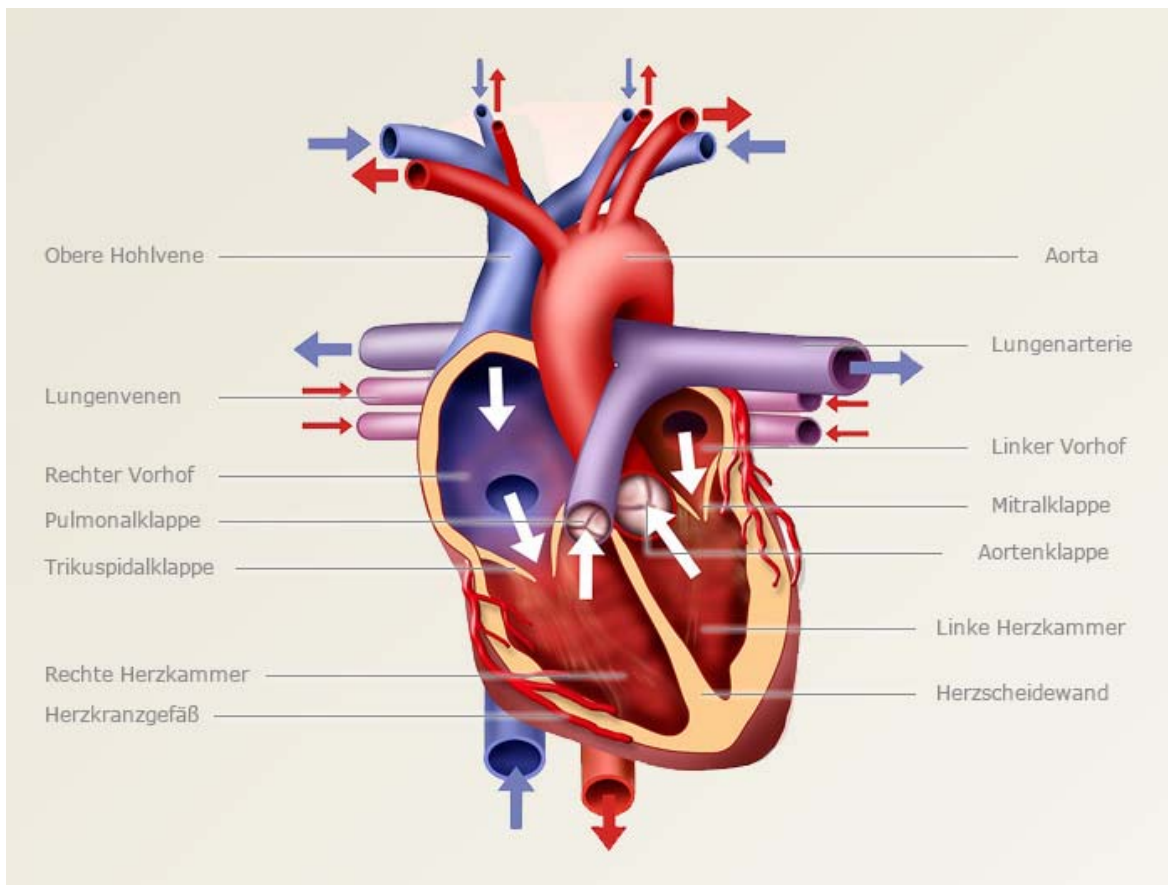
Das Herz ist der Motor des Blutkreislaufes. Es verteilt durch seine rhythmischen Bewegungen das Blut im Körper und versorgt somit Körperzellen mit Sauerstoff und verschiedenen Nährstoffen. Aus dem Stoffwechsel entstehende Endprodukte und Kohlendioxid werden durch das Blut abtransportiert.

#### 2.1.1 Lage und Aufbau

Das circa 300 Gramm schwere Herz, welches etwa die Größe der Faust seines Besitzers hat, liegt zwischen den beiden Lungenflügeln und sitzt auf dem Zwerchfell auf. Es wird vorne vom Brustbein und hinten von der Speiseröhre und der Aorta begrenzt. Das Herz befindet sich etwa zu einem Drittel auf der rechten Brustseite und zu zwei Drittel auf der linken Brustseite. Es gleicht einem Kegel, dessen Längsachse von rechts hinten oben nach links vorne unten verläuft. Das Herz wird vom Herzbeutel, dem Perikard, vollständig umhüllt.

Wie in Abbildung 1 zu sehen, teilt die Herzscheidewand (Septum) das Herz in die linke und rechte Herzhälfte. Beide Herzhälften bestehen jeweils aus einem Vorhof (Atrium) und einer Kammer (Ventrikel).

Das Herz besitzt vier Klappen. Sie wirken als Rückschlagventile und lassen das Blut nur in eine Richtung fließen. Zwischen Kammer und Vorhof befinden sich die Segelklappen. Bei den Segelklappen unterscheidet man zwischen der Mitralklappe, welche sich zwischen rechtem Vorhof und rechter Herzkammer liegt und der Trikuspidalklappe zwischen linkem Vorhof und linker Herzkammer. Die Segelklappen werden aufgrund ihrer Lage zwischen Vorhof und Kammer auch als Atrio-Ventrikulär-Klappen (kurz: AV-Klappen) bezeichnet. Der Ausgang der Kammern wird von den Taschenklappen begrenzt. Zwischen der linken Kammer und der Aorta liegt die Aortenklappe. Die Taschenklappe zwischen rechter Kammer und Lungenarterie heißt Pulmonalklappe.



**Abbildung 1:** Aufbau des Herzens (11)

## 2.1.2 Funktion

Das Herz versorgt den Körper durch rhythmische Abfolge von Kontraktion (Systole) und Entspannung (Diastole) mit Blut. Bei jedem Herzschlag werden dabei circa 100 Milliliter Blut in den großen Körperkreislauf und in den kleinen Lungenkreislauf gepumpt. Bei dem kleinen Lungenkreislauf strömt sauerstoffarmes Blut aus dem Körper in den rechten Vorhof und anschließend in die rechte Herzkammer. Über die Lungenarterie wird das Blut dann von der rechten Herzkammer in die Lunge gepumpt. Dort wird Kohlendioxid an die Ausatemluft abgegeben, während gleichzeitig sich das Blut mit Sauerstoff aus der Einatemluft anreichert. Das sauerstoffreiche Blut fließt dann über die Lungenvene erst in den linken Vorhof und nachfolgend in die linke Herzkammer. Von dort aus beginnt der große Körperkreislauf. Über die Aorta strömt das sauerstoffreiche Blut in die Arterien, welche sich bis hin zu haarfeinen Gefäßen, den Kapillaren, verzweigen. In den Kapillaren werden Sauerstoff und verschiedene Nährstoffe an die Körperzellen abgegeben. Gleichzeitig nimmt das Blut Kohlendioxid und Abfallstoffe auf und transportiert diese über das Venenetz in die rechte Herzhälfte.

### 2.1.2.1 Der Herzzyklus

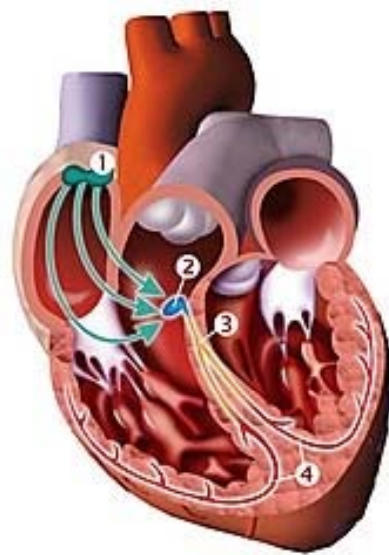
Der Herzzyklus kann in drei Phasen gegliedert werden: der Füllungsphase, der Anspannungsphase und der Austreibungsphase. Bei der Füllungsphase, welche auch als Diasto-

le bezeichnet wird, ist das Herz entspannt und wird mit Blut gefüllt. Aus den Lungenvenen strömt sauerstoffreiches Blut in den linken Vorhof, während sauerstoffarmes Blut von den großen Körpervenen in den rechten Vorhof fließt. Da ein niedriger Druck in den Herzkammern herrscht und die Muskulatur der Herzkammern entspannt ist, öffnen sich die Segelklappen, wodurch das Blut in die Kammern gelangt. Während der Anspannungsphase (Atriale Systole) wird weiteres Blut durch Kontraktion der Vorhöfe in die Kammern gepumpt. Daraufhin erfolgt die Austreibungsphase (Ventrikuläre Systole), bei der sich die Herzkammern bei geschlossenen Segelklappen zusammenziehen. Übersteigt der Druck den in den Schlagadern, so öffnen sich Aorten- und Pulmonalklappe und das Blut wird in die Aorta und die Lungenschlagader gepumpt. Damit das Blut nicht in die Kammern zurückfließt, werden die Aorten- und Pulmonalklappe frühzeitig und abrupt geschlossen. Anschließend beginnt der Herzzyklus von vorne.

#### **2.1.2.2 Erregungsbildungs- und Leitungssystem**

Die Erregungsbildung des Herzen beginnt im Sinusknoten, welcher sich in der Wand des rechten Vorhofs befindet. Dieser erzeugt regelmäßig elektrische Impulse und dient somit als primärer Schrittmacher, der vor gibt, wie häufig das Herz pro Minute schlägt. Bei gesunden Menschen beträgt die Herzfrequenz in Ruhe 60 bis 70 Schläge/ Minute. Vom Sinusknoten aus wird der elektrische Impuls über die Vorhofsmuskulatur weiter zum Atrio-Ventrikulär-Knoten (AV-Knoten) geleitet. Dieser fungiert als sekundärer Schrittmacher, falls der Sinusknoten ausfällt. Der AV-Knoten sitzt am Boden des rechten Vorhofs, in der Nähe der Grenze zwischen Vorhof und Kammer. Von dort aus gelangt der elektrische Impuls zum His-Bündel. Dieser erstreckt sich in der Herzscheidewand zwischen Vorhöfen und Kammern und gliedert sich in der Kammerscheidewand in einen rechten und einen linken Kammerschenkel. Die Kammerschenkel, auch als Tawaraschenkel bezeichnet, verzweigen sich bis hin zur Herzspitze. Die letzten Leitstrecken werden als Purkinje-Fasern bezeichnet. Diese leiten den elektrischen Impuls an die Kammermuskulatur weiter, wodurch das Herz kontrahiert und das Blut in den Körper pumpt. Die Abbildung 2 verdeutlicht den Vorgang der Erregungsbildung und -leitung.





- |               |                   |
|---------------|-------------------|
| ① Sinusknoten | ③ His-Bündel      |
| ② AV-Knoten   | ④ Purkinje-Fasern |

**Abbildung 2:** Erregungsbildung und -leitung des Herzen (13)

## 2.2 Elektrokardiographie

Die Elektrokardiographie ist ein diagnostisches Verfahren, bei der die elektrischen Aktivitäten des Herzen abgeleitet und in Form eines Elektrokardiogramms aufgezeichnet werden. Anhand des Elektrokardiogramms können die Herzfrequenz, der Herzrhythmus und die Lage der elektrischen Herzachse bestimmt werden. Des Weiteren können Herzrhythmusstörungen, wie Extraschläge und Störungen der Erregungsbildung und -leitung, diagnostiziert werden. Die elektrische Aktivität kann vereinfacht als Dipolmomentvektor dargestellt werden. Dieser ist ortsfest, kann aber zeitlich, periodisch seinen Betrag und sein Vorzeichen ändern. Mit Hilfe von Oberflächenelektroden kann die elektrische Aktivität abgeleitet werden.

### 2.2.1 Bau und Funktionsweise eines Elektrokardiographen

Im Allgemeinen bestehen Elektrokardiographen aus Eingangsverstärker, Multiplexer, Analog-Digital-Wandler und einem Prozessorsystem (Steuerrechner = CPU). Das mit den Elektroden abgeleitete EKG-Signal wird in den Eingangsverstärkern durch hochohmige Differenzverstärker und Operationsverstärker verstärkt und passiert dann den Tiefpassfilter. Der Tiefpassfilter dämpft einstreuende hochfrequente Wechselspannungen, um Übersteuerungen oder Selbsterregungen zu vermeiden. Außerordentlich hohe Störspannungen werden direkt über Entladestrecken und antiparallele Dioden eliminiert. Anschließend wird das EKG-Signal 20- bis 30-mal verstärkt und über einen Hochpassfilter von der Gleichspannung abgetrennt. Die registrierten Signale werden zu 12 Ableitungen verknüpft und über Multiplexer und Analog-Digital-Wandler auf das Prozessorsystem übertragen. Die digitalen Eingangssignale werden mittels Systemsoftware verarbeitet. Dabei werden die einzelnen Messwerte zu kontinuierlichen Kurven interpoliert. Des Weiteren ist die Software unter anderem für die Regelung der Abläufe im Gerät, die Kommunikation des Gerätes mit dem Bediener und der Ausgabe eines QRS-Triggersignals zuständig. Über ein digitales Schreibsystem, dem Thermokamm, wird das Elektrokardiogramm ausgegeben.

### 2.2.2 Standardableitungen

Die Oberflächenelektroden können theoretisch an jeden beliebigen Ort des Körpers platziert werden. Es wurden jedoch bestimmte Ableitungsorte und -schemata definiert, damit die Ergebnisse des EKGs reproduzierbar und vergleichbar sind. Werden die definierten Ableitungsorte nicht eingehalten, so kann dies zu Fehldiagnosen führen. Beim EKG sind verschiedene Ableitungsschemata erforderlich, damit die Herzaktivität in verschiedenen Richtungen und dadurch in verschiedenen Bereichen des Herzens gemessen werden kann.

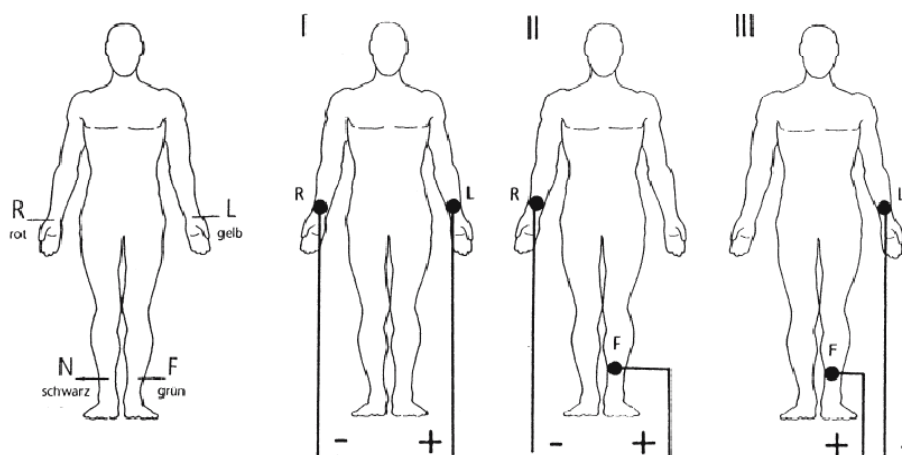
Bei den Ableitungen unterscheidet man zwischen bipolaren und unipolaren Ableitungen. Ableitungen, bei der die Spannung zwischen zwei gleichberechtigten Elektroden erfasst

wird, werden bipolare Ableitungen bezeichnet. Dagegen wird bei unipolaren Ableitungen die Spannung zwischen einer differentiellen Elektrode und einem elektrischen „Nullpunkt“, der auch indifferente Elektrode oder Bezugselektrode genannt wird, gemessen. Indifferente Elektroden entstehen durch den Zusammenschluss der Extremitätenableitungen über hochohmige Widerstände.

Zu den Standardableitungen gehören die Ableitung nach Einthoven, die Ableitung nach Goldberger und die Ableitung nach Wilson. Seltener werden die Ableitungen nach Nehb und Cabrera verwendet.

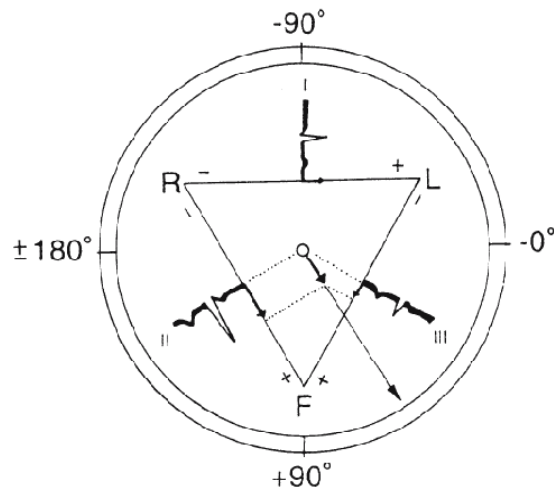
### 2.2.2.1 Ableitungen nach Einthoven

Bei den Ableitungen nach Einthoven erfolgt die EKG-Ableitung zwischen zwei Extremitätenelektroden. Es werden dabei drei bipolare Elektroden und eine Erdungselektrode verwendet. Die rot gekennzeichnete Elektrode wird am rechten Handgelenk, die gelb gekennzeichnete Elektrode am linken Handgelenk und die grün gekennzeichnete Elektrode über dem linken Fußgelenk platziert. Die schwarz gekennzeichnete Erdungselektrode wird am rechten Bein fixiert. Es ergeben sich die in Abbildung 3 verdeutlichten Ableitungen.



**Abbildung 3:** Ableitungen nach Einthoven (2)  
 Ableitung I: zwischen rechten und linken Arm  
 Ableitung II: zwischen rechten und linken Fuß  
 Ableitung III: zwischen linken Arm und linken Fuß

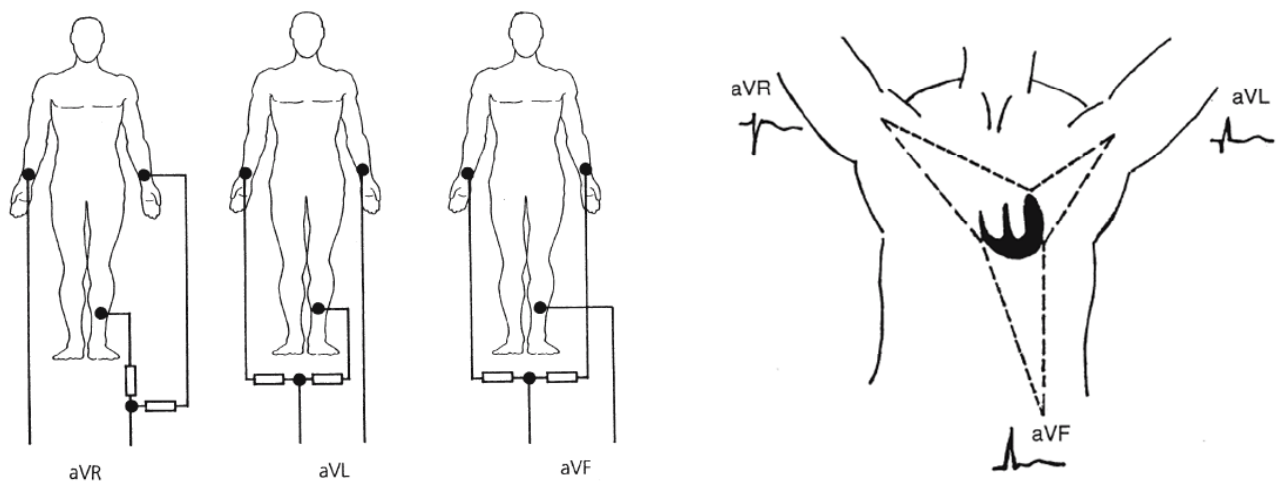
Die drei Ableitungen befinden sich in der Frontalebene und bilden das sogenannte Einthoven-Dreieck, welches in Abbildung 4 zu erkennen ist. Dieses ist ein gleichseitiges Dreieck, welches durch die gedachte Verbindung zwischen rechten Arm, linken Arm und linken Fuß entsteht. Im Prinzip wird die Projektion des Dipolmomentvektors auf die gedachte Verbindungslinie zwischen zwei Ableitungsorten gemessen. Bei vektorieller Addition der drei Amplituden des QRS-Komplexes kann der Lagetyp des Herzens bestimmt werden.



**Abbildung 4:** Einthoven-Dreieck (2)

### 2.2.2.2 Ableitungen nach Goldberger

Die Ableitungen nach Goldberger sind unipolare Extremitätenableitungen. Es werden dabei die gleichen Ableitungsorte wie bei der Ableitung nach Einthoven verwendet. Die indifferente Elektrode entsteht durch das Zusammenschalten zweier Extremitätenableitungen über hochohmige Widerstände. Die Abbildung 5 gibt die Ableitungen nach Goldberger wieder. Die Ableitungen nach Goldberger stellen die Potentialänderungen in der Frontalebene dar.



**Abbildung 5:** Ableitungen nach Goldberger (1)

Ableitung aVR (augumented Voltage Right): rechter Arm gegen linken Arm und linken Fuß

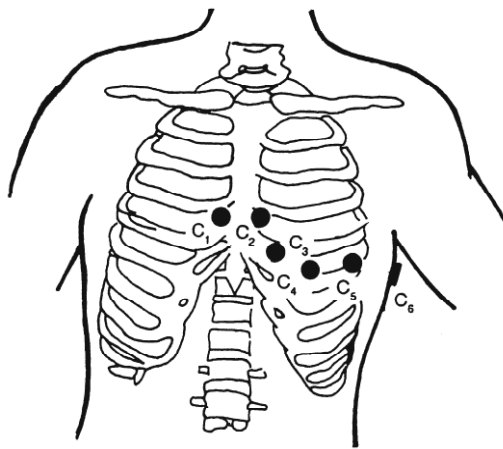
Ableitung aVL (augumented Voltage Left): linker Arm gegen rechten Arm und linken Fuß

Ableitung aVF (augumented Voltage Foot): linker Fuß gegen linken Arm und rechten Arm

Die Ableitungen nach Goldberger stellen die Potentialänderungen in der Frontalebene dar.

### 2.2.2.3 Ableitungen nach Wilson

Bei den Ableitungen nach Wilson wird das EKG-Signal an der Brustwand über sechs unipolare Elektroden gemessen. Dabei wird bei den Brustwandableitungen das Potential zwischen den Ableitungen  $V_1$  bis  $V_6$  und der Nullelektrode erfasst. Die Nullelektrode, welche als CT (central terminal) bezeichnet wird, entsteht durch Zusammenschalten der drei Extremitätenelektroden mit je 100-Kiloohm-Widerstände. Während bei den Ableitungen nach Einthoven und Goldberger die Herzaktivität in der Frontalebene gemessen wird, kann bei den Ableitungen nach Wilson die Horizontalebene erfasst werden. Die Positionierung der Brustwandelektroden richtet sich nach den Intercostalräumen (ICR). Ein Intercostalraum befindet sich zwischen zwei Rippen. Der erste ICR liegt zwischen der ersten und zweiten Rippe. Die Ableitungsorte werden durch die Abbildung 6 veranschaulicht.



**Abbildung 6:** Ableitungen nach Wilson (1)

C<sub>1</sub>: vierter ICR am rechten Rand des Brustbeins

C<sub>2</sub>: vierter ICR am linken Rand des Brustbeins

C<sub>3</sub>: zwischen C<sub>2</sub> und C<sub>4</sub> auf der fünften Rippe

C<sub>4</sub>: Schnittpunkt des fünften ICR mit der linken Medioklavikularlinie

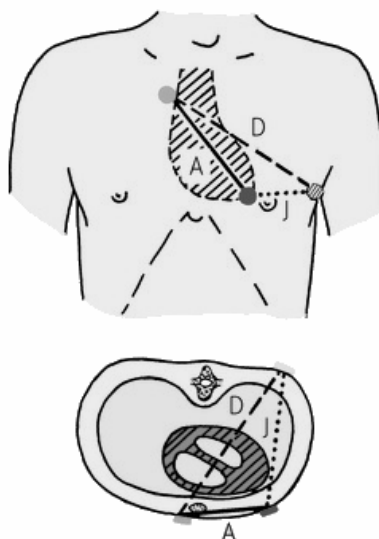
C<sub>5</sub>: gleiche Höhe wie C<sub>4</sub>, auf der vorderen Axillarlinie (VAL)

C<sub>6</sub>: gleiche Höhe wie C<sub>4</sub>, auf der mittleren Axillarlinie (MAL)

Die linke Medioklavikularlinie verläuft senkrecht durch die Mitte des linken Schlüsselbeins. Die gedachten Axillarlinien orientieren sich an der anatomischen Form der Achselhöhlen. Die vordere Axillarlinie erstreckt sich senkrecht durch den höchsten Punkt der vorderen Achselfalte, welche durch den großen Brustmuskel gebildet wird. Durch den höchsten Punkt der Achselhöhle verläuft die mittlere Axillarlinie.

#### 2.2.2.4 Ableitungen nach Nehb

Die bipolaren Brustwandableitungen nach Nehb erhält man durch Verschieben der Extremitätenableitungen nach Einthoven. Dabei werden die Ableitungen vom rechten Arm zur zweiten Rippe ( $N_{st}$ ), vom linken Arm auf das linke Schulterblatt ( $N_{ax}$ ) und vom linken Fuß über die Herzspitze ( $N_{ap}$ ) verlegt. Man nennt diese Ableitungen auch „kleines Herzdreieck“. Die Ableitungen nach Nehb sind in Abbildung 7 dargestellt. Durch die Ableitungen nach Nehb können die Potentialänderungen der Herzhinterwand dargestellt werden.



**Abbildung 7:** Ableitung nach Nehb (16)

Nehb anterior (Nehb A): zwischen  $N_{st}$  und  $N_{ap}$

Nehb inferior (Nehb I): zwischen  $N_{ax}$  und  $N_{ap}$

Nehb dorsal (Nehb D): zwischen  $N_{st}$  und  $N_{ax}$

#### 2.2.2.5 Ableitungen nach Cabrera

Bei den Ableitungen nach Cabrera werden die Ableitungen nach Einthoven und nach Goldberger in einem hexaxialen System, dem Cabrera-Kreis, zusammengefasst, um den Lagetyp des Herzen zu bestimmen. Der Cabrera-Kreis ist in Abbildung 8 zu sehen. Die Einthoven-Ableitungen und Goldberger-Ableitungen sind im Cabrera-Kreis jeweils um  $30^\circ$  gegeneinander verdreht. Dabei werden die Ableitungen des Einthoven-Dreiecks parallel verschoben, sodass die Ableitung I auf  $0^\circ$ , die Ableitung II auf  $60^\circ$  und die Ableitung III auf  $120^\circ$  liegt. Die Ableitungen nach Goldberger sind wie folgt in den Cabrera-Kreis mit eingebunden: aVR bei  $-150^\circ$ ; aVL bei  $-30^\circ$  und aVF bei  $+90^\circ$ . Die Ableitung -aVR bei  $30^\circ$  erhält man durch Spiegelung der Ableitung aVR um  $180^\circ$ .

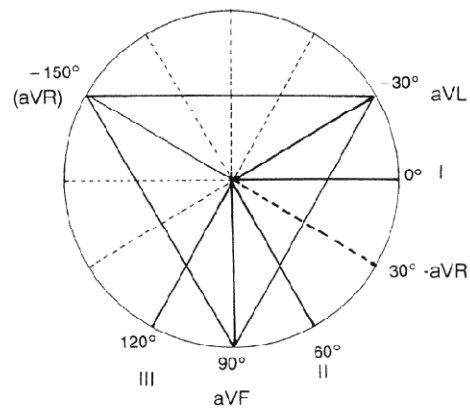


Abbildung 8: Cabrera-Kreis (1)

### 2.2.3 Die Nomenklatur des Elektrokardiogramms

Das Elektrokardiogramm kann in verschiedene Abschnitte gegliedert werden, in denen die Erregungsbildung, -leitung und -rückbildung widergespiegelt wird. Die Abbildung 9 veranschaulicht diese Abschnitte.

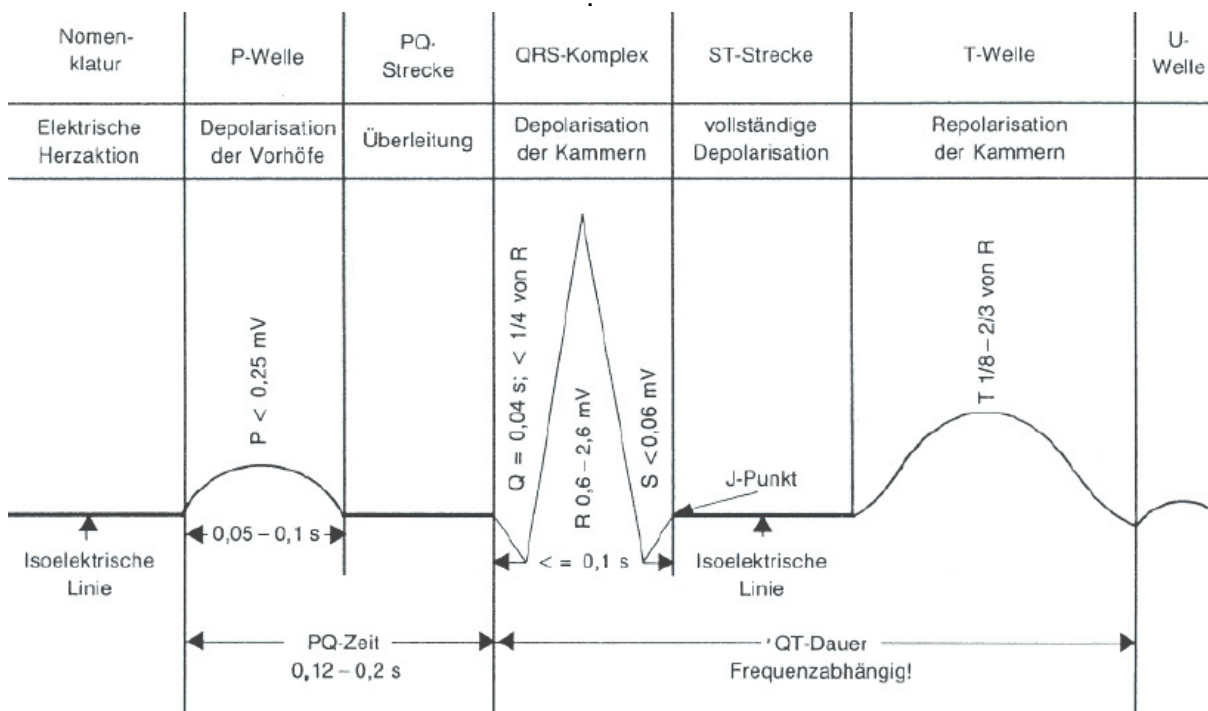


Abbildung 9: Nomenklatur des Elektrokardiogramms (2)

Die P-Welle entsteht durch die Depolarisation der Vorhöfe, welche durch den Sinusknoten ausgelöst wird. Die Amplitude der P-Welle, welche maximal 0,25 mV groß ist, ist viel kleiner als die des QRS-Komplexes, da in den Vorhöfen weniger Muskelmasse als in den Herzkammer vorhanden ist. Anschließend folgt die PQ-Strecke, welche sich vom Ende der P-Welle bis zum Anfang des QRS-Komplexes erstreckt. Die PQ-Dauer entspricht der Dauer von P-Welle und PQ-Strecke. Sie ist die Zeit, die benötigt wird, die Erregung von

den Vorhöfen in die Kammern zu leiten. Der QRS-Komplex wird durch die Depolarisation der Herzkammern ausgelöst. Er besteht aus einer negativen Q-Zacke, einer positiven hohen R-Zacke und einer kleinen negativen S-Zacke. Es ist zu beachten, dass die Q-Zacke bei einem gesunden Menschen nicht größer als ein Viertel der darauffolgenden R-Zacke ist. Die Form und Amplitude der R-Zacke hängt von der Lage der elektrischen Herzachse ab. Sie sollte jedoch schmal und einen steilen Anstieg aufweisen. Die negative Amplitude der S-Zacke ist relativ klein. Nach dem QRS-Komplex folgt die ST-Strecke. Diese isoelektrische Linie beginnt am Ende der S-Zacke und endet am Anfang der T-Welle. Ihr Anfangspunkt legt gleichzeitig die Nulllinie des Elektrokardiogramms fest. Während der Dauer der ST-Strecke sind Herzkammern vollständig erregt. Die T-Welle ist breiter und größer als die P-Welle und kennzeichnet den Beginn der Erregungsrückbildung in den Herzkammern. Ihre Amplitude entspricht etwa einem Achtel bis zwei Drittel der Amplitude der R-Zacke. Die QT-Dauer, welche der Zeit der Erregungsbildung und -rückbildung in den Herzkammern entspricht, umfasst das Intervall von Beginn des QRS-Komplexes bis hin zum Ende der T-Welle. Das QT-Intervall wird mit zunehmender Herzfrequenz kürzer. Die U-Welle, welche sich nicht immer der T-Welle anschließt, entsteht durch Nachschwankungen der Erregungsrückbildung. Die Amplitude der U-Welle ist kleiner als 30 % der Amplitudenhöhe der T-Welle.

Für die Dauer der Zacken, Wellen und Strecken sind im Laufe der Zeit Normwerte für gesunde Menschen festgelegt worden. Abweichungen von den Werten sind Anzeichen auf Störungen des Erregungsbildungs- und Leitungssystems in den betreffenden Herzregionen.

Folgende Normwerte im EKG sind der Abbildung 9 zu entnehmen:

- P-Welle: 0,05 - 0,1 s
- PQ-Dauer: 0,12 - 0,20 s
- Q-Zacke: < 0,04 s
- QRS-Dauer: < 0,10 s
- S-Zacke: < 0,06 s
- QT-Intervall: frequenzabhängig



## 2.3 Elektrodentechnik

Die Elektroden sind bei der Messung eines Elektrokardiogramms von großer Bedeutung. Sie beeinflussen sowohl die Abnahme und Überleitung des Elektrokardiogramms als auch die Qualität des Signals. Mit Hilfe der Elektroden wird die Verbindung zwischen Ionenleitung im Körper und der metallischen Elektronenleitung der Elektrodenoberfläche und des weiterleitenden Kabels gewährleistet. Zwischen Körper und Elektrode herrscht dabei eine galvanische Spannung, die vom Elektrodenmaterial, von der Zusammensetzung der Elektrolyten und vom Zustand der Grenzfläche zwischen Elektrode und Elektrolyt abhängig ist. Die an den Grenzflächen vorhandene Elektrodenübergangsimpedanz, die sich aus der Elektroden- und der Hautimpedanz und dem Widerstand des Kontaktmediums zusammensetzt, kann durch Elektrodenpasten oder -gels reduziert werden.

Bei der Elektrokardiographie können folgende Arten von Elektroden verwendet werden: Plattenelektroden, Knopfelektroden, Klebeelektroden, Klammerelektroden und Saugelektroden.

### 2.3.1 Plattenelektroden

Früher bestanden die Plattenelektroden aus Edelstahl. Es hat sich jedoch gezeigt, dass durch den polarisierbaren Edelstahl unerwünschte Polarisierungsspannungen auftreten, die das EKG-Signal überlagern und so zu Signalinstabilitäten führen. Heutzutage sind die Plattenelektroden mit Silber-Silberchlorid, einem unpolarisierbaren Elektrodenmaterial, beschichtet. Die Plattenelektroden werden mit Hilfe eines Gurtes auf der Brust oder an den Extremitäten befestigt und können nur für eine kurze Untersuchungsdauer verwendet werden. Bei der Applikation ist kein Elektrodengel nötig. An der Plattenelektrode befindet sich meist ein Bananensteckeranschluss, der der Verbindung zwischen Elektrode und Ableitkabel zur Übertragung des EKG-Signals dient.



**Abbildung 10:** Plattenelektrode (19)

### 2.3.2 Knopfelektroden

Knopfelektroden können entweder mit Kleberingen oder mittels Elektrodengürtel befestigt werden. Über einen Druckknopf oder einen Bananensteckeranschluss wird die Verbindung zum Ableitkabel hergestellt. Bei der Befestigung mit einem Elektrodengürtel ist der Einsatz von Elektrodengel notwendig. Die Knopfelektroden bestehen aus Silber-Silberchlorid und sind polarisationsspannungsarm. Thorax- und Extremitätenableitungen können mittels Knopfelektroden bei Langzeit- und Routineuntersuchungen erfolgen. Aufgrund der schnellen Applikation und der langen Anwendungsdauer finden die Knopfelektroden Anwendung in der Notfallmedizin und bei der Überwachung von Patienten. In der Notfallmedizin findet nur die Extremitätenableitung statt.



Abbildung 11: Knopfelektrode (20)

### 2.3.3 Klebeelektroden (Einmalelektroden)

Klebeelektroden bestehen aus einer Silber-Silberchlorid-Knopfelektrode, die mit einem leitfähigen Gel überzogen ist, und werden mittels Klebering an Brust oder an den Extremitäten befestigt. Sie bieten einen besseren Elektroden-Hautkontakt aufgrund der Gelfüllung als Knopfelektroden. Das Ableitkabel wird mit einem Druckknopf an der Klebeelektrode angebracht. Mit den Einmalelektroden wird hauptsächlich bei Routineuntersuchungen gearbeitet. Sie werden aber auch in der Überwachung und Notfallmedizin angewendet.



Abbildung 12: Klebeelektroden (21)

### 2.3.4 Klammerelektrode

Klammerelektroden werden zur Ableitung an den Extremitäten verwendet. An der Innenseite der Kunststoffklammer befindet sich eine große Kontaktfläche, bestehend aus Silber-Silberchlorid, für die Signalübertragung.



**Abbildung 13:** Klammerelektroden (22)

### 2.3.5 Saugelektroden

Bei den Saugelektroden unterscheidet man zwischen Saugelektroden mit Anschluss und ohne Anschluss an eine Sauganlage. Die Saugelektroden ohne Anschluss an eine Sauganlage bestehen aus einer Metall- oder Gummiglocke und einem Gummiball. Die Metallglocke besteht meistens aus Edelstahl. Selten ist sie mit Silber-Silberchlorid beschichtet. Bei einer Gummiglocke befindet sich im Inneren eine Silber-Silberchlorid-Elektrode. Durch Drücken des Gummiballs entsteht in der Saugglocke ein Unterdruck, wodurch sich die Elektrode an den Patienten ansaugt.

Saugelektroden mit Anschluss an eine Sauganlage sind hauptsächlich Silikon-Saugnäpfe, in denen sich eine Silber-Silberchlorid-Elektrode befindet. Die Saugelektrode besitzt einen Anschluss, in dem sich eine Kabelleitung und eine Luftleitung befinden. Saugelektroden werden bei Ruhe- und Belastungs-EKGs verwendet. Von Vorteil ist, dass die Saugelektroden sehr fest am Körper des Patienten sitzen und auch bei schlechten Bedingungen, wie Schwitzen des Patienten, haften.

Sauganlagen beruhen auf unterschiedlich physikalischen Prinzipien. Auf diese wird im folgenden Kapitel näher eingegangen.



**Abbildung 14:** Saugelektrode ohne Anschluss an ein selbstansaugendes Elektrodenapplikationssystem (links) und Saugelektrode mit Anschluss an ein selbstansaugendes Elektrodenapplikationssystem (rechts) (23, 24)

## **2.4 Arten von Elektrodenapplikationssystemen**

Die selbstansaugenden Elektrodenapplikationssysteme spielen für meine Bachelorarbeit eine große Rolle, da für diese ein Patientensimulator entwickelt werden soll. Deshalb wird auf die Elektrodenapplikationssysteme näher eingegangen.

Die wichtigsten Bestandteile eines Elektrodenapplikationssystems sind die Pumpe, die mit Netzspannung betrieben wird, die Saugleitungen mit integrierter Kabelführung, ein Unterdruckregler und die Saugdome mit Elektroden. Elektrodenapplikationssysteme werden vorwiegend bei Belastungs-EKGs mit Ergometer angewendet. Gegenüber anderen Applikationsmöglichkeiten bieten die Elektrodenapplikationssysteme folgende Vorteile: leichte Handhabung, schnelle Anbringung, gute Haftung der Saugelektroden und Langlebigkeit der Elektroden. Bei den Elektroden-Sauganlagen unterscheidet man nach der Art der Erzeugung des Ansaugdruckes.

### **2.4.1 Elektrodenapplikationssystem mit Unterdruck**

Bei diesem Elektrodenapplikationssystem wird durch Einschalten der Pumpe ein permanenter Unterdruck erzeugt. Die Pumpe befindet sich entweder in einem separaten Gehäuse oder kann auch bereits in einem EKG-Gerät integriert sein. Mittels eines Wahlschalters am Elektrodenverteiler kann die Stärke des Unterdrucks zwischen 60 und 220 mbar geregelt werden. Der Unterdruck wird über einen Schlauch durch einen Schwenkarm zum Elektrodenverteiler geführt. Dort befinden sich die Elektrodenableitkabel, die aus Patientenkanal und Luftschläuchen bestehen. Über die Luftschläuche wird der Unterdruck zu den Saugdomen geleitet. Die Saugdomen können durch leichtes Andrücken am Patienten angebracht werden. Nachteilig ist das ständige Arbeiten der Pumpe, da der erzeugte Unterdruck für die EKG-Messung ausreicht und nicht ständig erzeugt werden muss. Durch die permanente Unterdruckerzeugung besteht außerdem bei einigen Personengruppen (Kinder, Senioren) eine Hämatomgefahr. Des Weiteren setzen sich die Saugleitungen mit Fremdkörpern, wie Schweiß, Hautpartikel und Körperhaare, zu, wodurch diese öfters gewechselt oder gereinigt werden müssen. Ein Vertreter dieses Elektrodenapplikationssystems ist das Gerät Cardio-Vac von der Firma Ohlenschläger Medizintechnik GmbH.

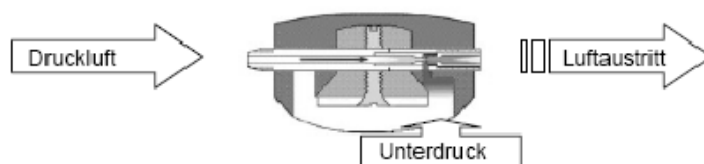
### **2.4.2 Elektrodenapplikationssystem mit sensorgesteuertem Unterdruck**

Das sensorgesteuerte Elektroden-Applikationssystem mit Unterdruck ist ähnlich wie das obige Applikationssystem aufgebaut. Die Pumpe ist zusätzlich mit einem Drucksensor ausgestattet. Beim Anlegen der Elektroden durch leichten Druck auf den Saugdomen öffnet sich das Automatikventil in den Saugelektroden und der Drucksensor registriert Druckschwankungen, wodurch die Pumpe sich einschaltet. Die Pumpe arbeitet nur, wenn ein Druckausgleich erforderlich ist, wie zum Beispiel beim Anlegen weiterer Elektroden

oder bei undichten Sitz der Elektroden. Erst wenn der eingestellte Druck erreicht ist, schaltet sich die Pumpe automatisch aus. Stellt sich die Unterdruckerzeugung nicht ab, so deutet dies auf ein Leck in den Saugdomen oder in der Saugleitung hin. Von Vorteil ist, dass die Pumpe einer Sauganlage nicht ständig arbeitet und somit die Hämatomgefahr minimiert wird. Des Weiteren ist eine geringere Geräuscentwicklung zu verzeichnen. Als Beispiel für diese ist das Elektrodenapplikationssystem KISS der Firma General Electric Company zu nennen.

### 2.4.3 Elektrodenapplikationssystem mit Druckluft

Bei diesem Elektrodenapplikationssystem wird der benötigte Unterdruck zum Anbringen der Elektroden mittels Druckluft erzeugt. Die Druckluft wird durch zwei im Gegentakt laufende Linear-Synchronkompressoren im Pumpengehäuse erzeugt. Dabei wird die Raumluft über einen Filter angesaugt, verdichtet und über einen Mikrofilter und ein Druckregelventil auf konstanten Druck gebracht. Die Druckluft wird vom Stativrohr über den Schwenkarm zum Verteilerstück geführt und von dort aus über die Saugleitungen zu den Saugelektroden geleitet. Der zum Ansaugen der Elektroden benötigte Unterdruck wird durch das Vorbeiblasen der Druckluft in den Elektroden erzeugt. Diese Arbeitsweise wird als Venturi-Prinzip bezeichnet. Der konstante Unterdruck und die damit hergestellte sichere Saughaftung werden durch winzige Luftstrahlpumpen, von denen sich jeweils eine in jeder Saugelektrode befindet, aufrecht erhalten. Die Elektroden können durch Zuhalten der Luftaustrittsöffnung einfach abgenommen werden. Wird die Druckluft abgeschaltet, fallen alle Elektroden automatisch ab. Dieses Elektroden-Applikationssystem bietet den Vorteil, dass der erforderliche Unterdruck gering ist, wodurch Hämatome nahezu vermieden werden können. Des Weiteren können Fremdkörper, wie Körperhaare und Hautpartikel, durch die Luftströmung zur Elektrode hin nicht ins Gerät gelangen. Der Nachteil ist, dass die Druckeinstellung nur mittels Drehen einer Druckeinstellschraube an den Kompressoren erfolgen kann. Das Elektrodenapplikationssystem Applicard von Riemer MEDITECH GmbH arbeitet nach diesem Prinzip.



**Abbildung 15:** Prinzip des Elektrodenapplikationssystems mit Druckluft (17)

## 3 Entwicklung eines Patientensimulators

### 3.1 Anforderungen an den Patientensimulator

Bei der Umsetzung der gestellten Aufgabe, einen Patientensimulator zur Überprüfung von selbstansaugenden Elektrodenapplikationssystemen für EKGs zu entwickeln und zu konstruieren, werden folgende Anforderungen an den Patientensimulator gestellt:

Im Patientensimulator müssen elektrisch leitende Oberflächen vorhanden sein, auf die ein elektrisches Signal übertragen werden kann und an denen sich die Saugelektroden gut ansaugen lassen. Die Oberfläche sollte sehr flexibel und glatt sein, damit der Unterdruck in den Saugdomen für das Aufliegen der gesamten Silber-Silberchlorid-Elektrode auf dieser Oberfläche ausreicht. Eine raue Oberfläche führt zu Undichtigkeiten in den Saugdomen. Zwischen der Silber-Silberchlorid-Elektrode und der Oberfläche sollte ein minimaler Übergangswiderstand herrschen, um ein Signal ohne Verluste zu übertragen.

Der Patientensimulator sollte robust, handlich, leicht und nicht zu groß sein, da er zur Prüfung transportiert wird. Für die Prüfung sollte das Gerät einfach handhabbar und schnell prüfbereit sein. Um den Patientensimulator vor Schmutz und Beschädigungen zu schützen und eine Langlebigkeit zu garantieren, sollte er geschlossen sein und sich in einem robusten Gehäuse befinden.

### 3.2 Der QRS-Simulator

Für die Entwicklung des Patientensimulators wurde der QRS-Simulator der Firma Zeipel Medizinelektronik bereit gestellt. Dieser ist in der Abbildung 16 zu sehen. Der QRS-Simulator simuliert das Elektrokardiogramm eines gesunden Menschen. Der Simulator lässt sich zur Überprüfung von Elektrokardiographen mit Patientenableitungskabel, die einen 4 mm-Bananenstecker oder Ableitungsclips besitzen, verwenden. Deswegen befinden sich am Gerät zwanzig Anschlüsse: zehn 4 mm-Buchsen und zehn Clipadapter. Die zehn Anschlüsse setzen sich wie folgt zusammen:

- roter Anschluss R: Simulation des Ableitungsortes am rechten Handgelenk
- gelber Anschluss L: Simulation des Ableitungsortes am linken Handgelenk
- grüner Anschluss F: Simulation des Ableitungsortes am linken Fußgelenk
- schwarzer Anschluss N: Simulation des Ableitungsortes der Erdungselektrode am rechten Bein
- sechs weiße Anschlüsse C1-C6: Simulation der Ableitung der sechs Brustwandelektroden

Am Simulator können mittels zweipoligen 6-Stufenregler Frequenzen von 60, 80, 100, 120 und 140 Schläge pro Minute eingestellt werden. Das Signal des Simulators kann durch

Umschalten des Schalters als Rechtecksignal ausgegeben werden. Dabei wird im Sekundenrhythmus eine Eichzacke mit 1 mV auf die Ableitungen V1-V6 geschrieben. Der Simulator wird mit einer 9 Volt-Blockbatterie betrieben. Ist das Gerät eingeschaltet, leuchtet die rote LED.

Der Schaltplan des QRS-Simulators befindet sich in der Anlage A.



**Abbildung 16:** Der QRS-Simulator

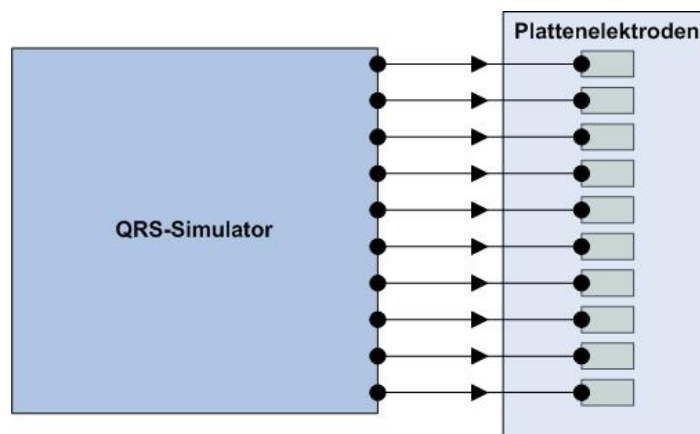
### 3.3 Möglichkeiten der Umsetzung

Für die Entwicklung und Konstruktion eines Patientensimulators zur Überprüfung von selbstansaugenden Elektrodenapplikationssystemen, wurden fünf Varianten ausgedacht. In allen Varianten werden Plattenelektroden als Schnittstelle zwischen Saugelektroden und QRS-Simulator verwendet. Die genaue Art der Plattenelektrode wird im Kapitel 4.2 näher beschrieben. Zusammen mit der Beschreibung der Varianten werden Vor- und Nachteile erläutert. Zur besseren Verständnis ist jeder Variante ein Blockschaltbild beigelegt. Als eine Art Zusammenfassung dient eine Punktwertetabelle, in der die Varianten miteinander verglichen werden, um die beste Möglichkeit für den Entwurf eines solchen Prüfgerätes zu finden.

#### 3.3.1 Variante 1

An dem bereits vorhandenen QRS-Simulator befinden sich zehn 4 mm - Buchsen, an welche zehn Plattenelektroden, die mit Kabel und 4 mm-Bananenstecker ausgestattet sind, angeschlossen werden können. Die zehn Signale des QRS-Simulators werden von den Buchsen auf die Plattenelektroden übertragen.

Von Vorteil ist, dass diese Art von Umsetzung eine preisgünstige Variante ist, da nur Plattenelektroden und Kabel mit 4 mm-Bananenstecker verwendet werden. Nachteilig ist, dass erst die zehn Verbindungen hergestellt werden müssen, um prüfbereit zu sein. Es könnte durch die nicht feste Platzierung der Plattenelektroden schnell eine Unordnung entstehen, wodurch die Ableitungsorte nicht zuordenbar sind. Des Weiteren werden die Plattenelektroden ungeschützt vor Schmutz und Beschädigungen transportiert.



**Abbildung 17:** Blockschaltbild Variante 1



### 3.3.2 Variante 2

Als Schnittstelle zwischen Saugelektroden und QRS-Simulator dient ein Koffer. Am Koffer befinden sich zehn 4 mm-Buchsen. Im Koffer sind Platten eingebaut, auf denen die Plattenelektroden befestigt werden. Das Signal des QRS-Simulators wird von seinen zehn Anschlüssen über Kabel mit 4 mm-Stecker auf die zehn Anschlüsse des Koffers übertragen. Über eine Leitung werden die Buchsen des Koffers mit den zehn Plattenelektroden verbunden.

Die geordnet angebrachten Plattenelektroden und der Schutz der Plattenelektroden durch den Koffer sind von Vorteil. Die Plattenelektroden sind auf einer Oberfläche angebracht und lassen sich somit besser säubern als in Variante 1. Der Nachteil ist, dass die zehn Kabel ungeordnet liegen. Die Kosten für den Bau eines solchen Gerätes sind höher als bei Variante 1.

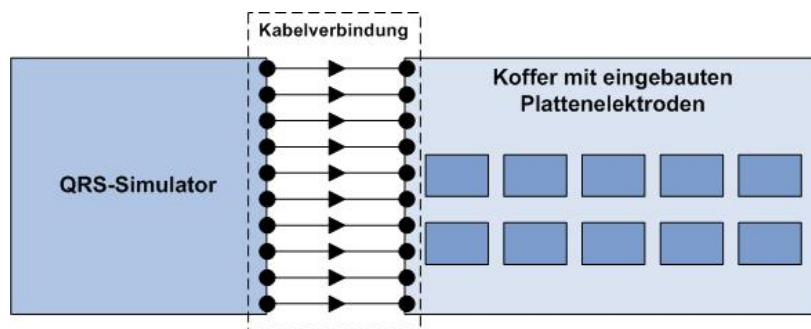


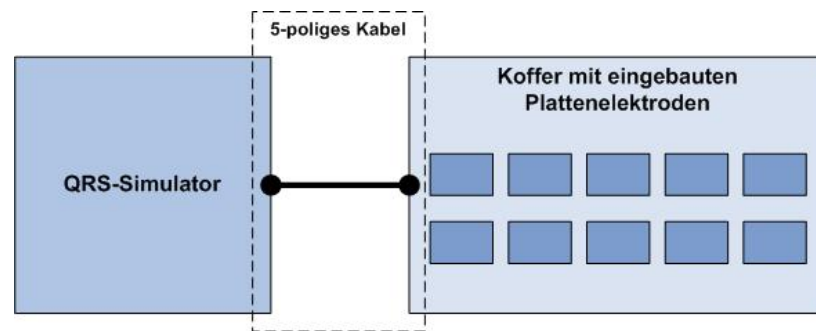
Abbildung 18: Blockschaltbild Variante 2

### 3.3.3 Variante 3

Ein Koffer dient auch hier als Schnittstelle zwischen QRS-Simulator und Saugelektroden. Jedoch wird das Signal über ein fünf-poliges Datenkabel übertragen. Die fünf Adern übertragen das Signal R, L, F, N und das Signal C1-C6. Im Schaltplan des QRS-Simulators (Anlage A) ist zu erkennen, dass die sechs Anschlüsse für die Brustwandableitungsorte C1-C6 dasselbe Signal besitzen. Daher kann man diese mit einem Signal repräsentieren. Für die Umsetzung dieser Variante wird zusätzlich in den QRS-Simulator und in den Koffer eine fünf-polige Buchse eingebaut. Die Signale des QRS-Simulators werden einzeln auf die fünf Lötflächen der Buchse über Litzenleitung übertragen. Die Signale gelangen dann über das Datenkabel, welches auf beiden Seiten mit fünf-poligen Steckern ausgestattet ist, zur Buchse des Koffers. Über Kabel werden die Signale von den einzelnen Lötflächen auf die Plattenelektroden übertragen. Das Signal C1-C6 verteilt sich auf sechs Plattenelektroden.

Der Vorteil dieser Variante ist die schnelle Handhabung, der Schutz der Bauteile, die gut zuordenbaren Plattenelektroden und die einfache Säuberung. Des Weiteren entstehen weniger Kosten, da anstatt der zehn Kabel und zehn Buchsen, die bei Variante 2 verwendet werden, nur ein Kabel, zwei Buchsen und zwei Stecker benötigt werden. Für die Prüfung braucht der Techniker nur ein Kabel zur Verbindung mit der Schnittstelle. Von

Nachteil ist, dass der Techniker zwei Geräte für die Prüfung von Elektrokardiographen mit Anschluss an eine Sauganlage benötigt.

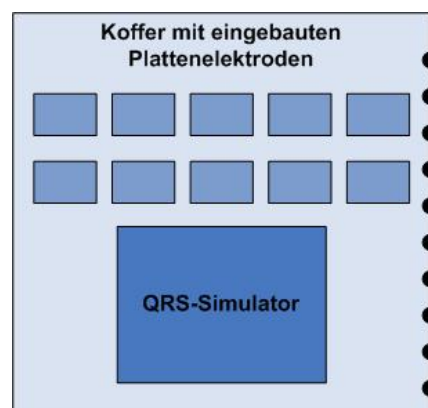


**Abbildung 19:** Blockschaltbild Variante 3

### 3.3.4 Variante 4

Bei dieser Möglichkeit der Umsetzung sind QRS-Simulator und Schnittstelle in einem Gerät zusammengefasst. Als Gehäuse wird ein Koffer verwendet. Im Koffer befindet sich entweder die Platine des bereits vorhandenen QRS-Simulators oder eine nachgebaute Platine. Die Platine befindet sich unterhalb der eingebauten Platte, auf der die Plattenelektroden angebracht sind. Das Signal der Platine wird direkt über Kabel auf die einzelnen Elektroden übertragen. Für den Betrieb des Simulators muss zusätzlich eine Batterie angeschlossen und ein Frequenzregler eingebaut werden.

Im Vergleich zu den anderen drei Möglichkeiten der Entwicklung eines Prüfgerätes ist dieses Gerät am schnellsten prüfbereit. Der Schutz der Bauteile, die schnelle Säuberung und die geregelte Anordnung der Plattenelektroden sind wiederum von Vorteil. Des Weiteren könnte man zehn Buchsen für Bananenstecker und zehn Clipadapter einbauen, um Patientenableitkabel ohne Anschluss an ein selbstansaugendes Elektrodenapplikationsgerät überprüfen. Nachteilig ist jedoch, dass im Vergleich zu den anderen drei Varianten höhere Kosten und mehr Aufwand entstehen, da die Platine nachgebaut werden muss. Außerdem ist die nötige Kenntnis über das Entwickeln von Platinen erforderlich.



**Abbildung 20:** Blockschaltbild Variante 4

### 3.3.5 Variante 5

Eine weitere Variante ist, ein Gerät zu entwickeln, in dem es möglich ist, die Spannung des Signals vor den Plattenelektroden und am zehn-poligen Kabel der Sauganlage, welches zur Übertragung des Signals auf den Elektrokardiographen nötig ist, zu messen und dann zu vergleichen. Im Gerät befinden sich der QRS-Simulator, die Oberfläche mit den Plattenelektroden, ein Spannungsmessgerät und eine digitale Anzeige. Des Weiteren wird eine zehn-polige Buchse für den Anschluss des Datenkabels der Sauganlage eingebaut. Das erzeugte Signal des Simulators wird über Kabel auf die Plattenelektroden übertragen. Die Saugelektroden nehmen das Signal an den Plattenelektroden auf und leiten es über das Datenkabel zur eingebauten Buchse im Prüfgerät. Währenddessen werden sowohl vor den Plattenelektroden als auch an der eingebauten Buchse die Spannungen der zehn Signale der Reihe nach gemessen. Die Spannungen werden über die digitale Anzeige tabellarisch auf dem Gerät angezeigt. Anhand der Differenzen der Spannungen kann überprüft werden, an welchem Elektrodenableitkabel ein Kabelbruch vorliegt oder die Saugleistung zu gering ist.

Im Vergleich zu den Varianten 1 bis 4, bei denen nur über die Anzeige des QRS-Signals auf dem Elektrokardiographen über die Funktionalität der Sauganlage geurteilt werden kann, erhält man bei diesem Gerät Messwerte. Für die Überprüfung der selbstansaugenden Elektrodenapplikationsgerät ist kein Elektrokardiograph notwendig. Der QRS-Simulator ist nicht unbedingt erforderlich. Er dient lediglich der Kontrolle, ob alle Signale auf das EKG übertragen werden. Der Nachteil ist, dass dieser Bau sehr aufwendig ist und die Kosten sehr viel höher sind als bei den anderen vier Varianten.

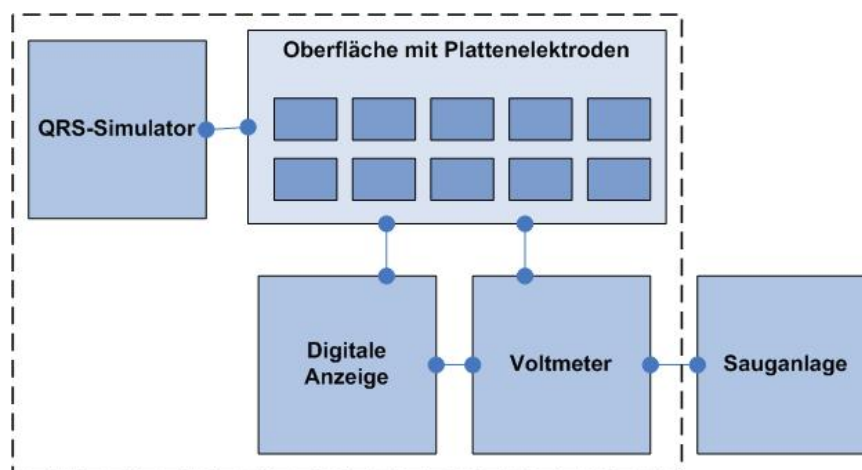


Abbildung 21: Blockschaltbild Variante 5

### 3.4 Vergleich der Varianten

Für den Vergleich der fünf Varianten des Baus eines Patientensimulators für Elektrokardiographen mit Anschluss an eine Sauganlage habe ich folgende Kriterien herangezogen: Platzbedarf, Reinigung, Schutz der Bauteile, schnelle Handhabung, Zeitaufwand von Bau und Kosten. Die Bewertung dieser Kriterien ist in Tabelle 1 veranschaulicht. Der Vergleich der Varianten ist in Tabelle 2 dargestellt.

**Tabelle 1: Punktwertetabelle**

<b>Kriterien</b>	<b>Bewertung</b>	<b>Punktgröße</b>
<b>Platzbedarf</b>	klein	10
	mittel	5
	groß	0
<b>Reinigung</b>	sehr gut	10
	gut	5
	schlecht	0
<b>Schutz der Bauteile</b>	sehr gut	10
	gut	5
	schlecht	0
<b>schnelle Handhabung</b>	sehr gut	10
	gut	5
	schlecht	0
<b>Zeitaufwand von Bau</b>	kurze Dauer	10
	mittlere Dauer	5
	lange Dauer	0
<b>Kosten</b>	gering	10
	vertretbar	5
	hoch	0

**Tabelle 2:** Bewertung der Varianten

<b>Kriterien</b>	<b>Variante 1</b>	<b>Variante 2</b>	<b>Variante 3</b>	<b>Variante 4</b>	<b>Variante 5</b>
<b>Platzbedarf</b>	0	0	5	10	5
<b>Reinigbarkeit</b>	0	5	10	10	10
<b>Schutz der Bauteile</b>	0	10	10	10	10
<b>schnelle Handhabung</b>	0	5	10	10	10
<b>Zeitaufwand des Baus</b>	10	5	5	0	0
<b>Kosten</b>	10	5	5	0	0
<b>Summe</b>	20	30	45	40	35
<b><i>Platzierung</i></b>	<b><i>5.</i></b>	<b><i>4.</i></b>	<b><i>1.</i></b>	<b><i>2.</i></b>	<b><i>3.</i></b>

Damit wurde die Variante 3 favorisiert.

## **4 Konstruktion des Patientensimulators**

### **4.1 Geforderte Eigenschaften der Bauteile**

Um die geeigneten Bauteile für das Prüfgerät zu finden, ist eine tiefgründige Recherche notwendig. Bei dieser spielen Preise, Material und Langlebigkeit eine wichtige Rolle. Im Folgenden werden die Anforderungen an die einzelnen Bauteile näher beschrieben.

#### **Koffer**

Der Koffer sollte so groß sein, dass zehn Plattenelektroden eingebaut werden können. Beide Schalen des Koffers sollten gleich tief sein, damit beide Kofferhälften zum Einbau der Plattenelektroden verwendet werden können. Das Material des Koffers darf nicht elektrisch leitend sein, damit durch einen eventuellen Kurzschluss der innen liegenden Kabel keine Ableitung des Stromes nach außen geschieht. Der Koffer muss sehr stabil sein, um die inneren Bauteile beim Transport zu schützen. Da das Prüfgerät oft verwendet wird, sollten Scharniere und Verschlüsse stabil und lange haltbar sein. Clipverschlüsse sind im Vergleich zu Druckverschlüssen zu bevorzugen, da nach Erfahrung der Medizintechniker diese schnell abbrechen. Des Weiteren sollte der Koffer gut mechanisch bearbeitbar sein, damit eine Buchse eingebaut werden kann.

#### **Einbauplatten**

Jeweils eine Platte wird auf beiden Seiten des Koffers eingebaut, um darauf die Elektroden anzubringen. Die Platten sollten stabil, gut mechanisch bearbeitbar und nicht elektrisch leitend sein. Die Oberfläche der Platten muss zu säubern sein, ohne, dass diese beschädigt wird.

#### **Plattenelektroden**

Die Plattenelektroden müssen aus einer Gummischicht bestehen, da diese Schicht am meisten der menschlichen Haut ähnelt. Die Gummielektroden sollten außerdem langlebig und gut zu säubern. Damit sich die Saugelektroden gut ansaugen können, sollten die Plattenelektroden sehr flexibel und maximal ein bis zwei Millimeter stark sein. Die Plattenelektrode muss mindestens so groß sein, dass sich eine Saugelektrode mit seiner gesamten Fläche ansaugen lässt.

### **Signalübertragungskabel zwischen Plattenelektroden und Buchse im Koffer**

Die Kabel müssen sehr flexibel sein, damit diese sich gut unterhalb der Platte verlegen lassen. Zur besseren Identifikation der einzelnen Signale könnten die Kabel unterschiedliche Farben besitzen. Man kann diese aber auch mit unterschiedlich farbigen Isolierbändern kennzeichnen. Die Stecker der Kabel sollten so beschaffen sein, dass sie genau in die Buchsen der Plattenelektroden passen.

### **Signalübertragungskabel zwischen QRS-Simulator und Koffer**

Das Signalübertragungskabel muss fünf-polig sein, um fünf verschiedene Signale zu übertragen. Die Signale setzen sich aus den Signalen R, L, F, N und dem Signal C1-C6 zusammen. Das Kabel sollte genügend Querschnitt besitzen und sehr stabil sein, damit dieses durch die ständige Verwendung nicht bricht. Um die transportierten Signale vor äußeren Einflüssen, wie elektromagnetischen Feldern, zu schützen, sollte ein geschirmtes Signalübertragungskabel verwendet werden.

### **DIN-Einbaubuchsen und DIN-Stecker**

Aufgrund der ständigen Verbindung zwischen QRS-Simulator und Koffer während der Prüfung, müssen die Einbaubuchsen und Stecker sehr stabil und langlebig sein. Nach Erfahrung der Medizintechniker sind Buchsen und Stecker aus Metall anstatt aus Kunststoff zu bevorzugen. Um eine permanente Verbindung während der Prüfung des selbstansaugenden Elektrodenapplikationssystems zu gewährleisten, sollte die Kupplung neben dem Stecken durch eine Schraubverbindung hergestellt werden.

### **Signalübertragungskabel zwischen Platine des QRS-Simulators und seiner Einbaubuchse**

Aufgrund des Platzmangels im QRS-Simulator sollte zur Übertragung des Signals von der Platine auf die einzelnen Lötflächen der eingebauten Buchse ein Kabel mit geringer Querschnittsfläche verwendet werden. Das Kabel muss flexibel sein, damit es gut im QRS-Simulator verlegbar ist, ohne dass ein Kabelbruch auftritt. Zur besseren Zuordnung der einzelnen Signale sollten die Kabel nach internationalem Standard codiert sein.

## 4.2 Technische Daten der verwendeten Bauteile

### Koffer (Jazz 5007; W. AG Funktion + Design; Abbildung 22)

- Material: Kunststoff (aus Spritzguss)
- Außenmaße: 291 x 252 x 100 mm<sup>3</sup>; Innenmaße: 285 x 200 x 90 mm<sup>3</sup>
- Eigenschaften: Clipverschlüsse, durchgehendes Steckscharnier; gut mechanisch bearbeitbar
- Preis: 8,01 €



**Abbildung 22:** Koffer Jazz 5007 der Firma W. AG (25)

### Platte (Protex Light; Airex AG)

- Material: PVC-Hartschaumplatte, leicht geschäumt, geschlossenenzellig
- Maße: 500 x 500 x 3 mm<sup>3</sup>
- Eigenschaften: leicht, mechanisch gut bearbeitbar
- Preis je Einheit: 5,79 €

### Plattenelektroden (Dauerelektroden; VITAtronic GmbH)

- Material: Gemisch aus Silikon und Graphit
- Maße: 50 x 100 mm<sup>2</sup>; Stärke: 1 mm
- Eigenschaften: sehr flexibel, mit 2 mm Buchse
- Preis je Paar: 9,25 €

### Signalübertragungskabel Plattenelektroden/Buchse (LK 205-X PVC-Messleitung; Multi-Contact AG)

- Isolationsmaterial: PVC
- Maße: 600 mm lang; 2 mm Bananenstecker
- Eigenschaften: hochflexibel, vernickelter Stecker
- Preis je Einheit: 3,20 €



**Signalübertragungskabel QRS-Simulator/Koffer (Unitronic LiYCY A Datenleitung  
5 x 0,34 mm<sup>2</sup>; U.I. Lapp GmbH)**

- Isolationsmaterial: PVC-Mischung
- Außendurchmesser: 6,6 mm; Querschnitt: 5 x 0,34 mm<sup>2</sup>
- Eigenschaften: flexibel, geschirmt
- Preis je Meter: 2,38 €

**DIN-Stecker**

- Material: Metall
- Eigenschaften: 5-polig 180°, hufeisenförmige Anordnung der Pole; mit Schraubverschluss
- Preis je Einheit: 2,70 €

**DIN-Einbaubuchse**

- Material: Metall
- Eigenschaften: 5-polig 180°, hufeisenförmige Anordnung der Pole; mit Schraubverschluss
- Preis je Einheit: 1,85 €

**Signalübertragungskabel Platine des QRS-Simulators/Buchse (LiY Schaltlitze  
1 x 0,22 mm<sup>2</sup>; Conrad)**

- Isolationsmaterial: PVC
- Außendurchmesser: 1,2 mm; Querschnitt: 1 x 0,22 mm<sup>2</sup>; 10 m Spule
- Eigenschaften: flexibel
- Preis je Spule: 2,49 €

### 4.3 Gesamtkosten für den Bau

Die Gesamtkosten für den Bau des Patientensimulators sind in Tabelle 3 aufgelistet.

**Tabelle 3:** Gesamtkosten für den Bau

Bauteil	Hersteller	Gekauft bei	Menge	Preis je Einheit (inkl. Mwst.)	Ver-sand-kosten	Kosten
Koffer Jazz 5007; 291 x 252 x 100 mm <sup>3</sup>	W. AG	W. AG Funktion + Design; Geisa/ Rhön (www.wag.de)	1	8,01 €	5,83 €	13,84 €
Platte Protex-Light; 291 x 252 x 100 mm <sup>3</sup>	Airex AG	Lorenz Baumarkt GmbH; Schwarzenberg	1	5,79 €	-	5,79 €
Dauerelektroden; 50 x 100 mm <sup>2</sup> ; Paar	VITAtronic	Ostimex GmbH; Waldachtal (www.tensshop.de)	5	9,25 €	3,80 €	50,05 €
DIN-Stecker; 5-polig; Schraubverschluss	-	reichelt elektronik GmbH & Co. KG; Sande (www.reichelt.de)	3	2,70 €	5,60 €	17,40 €
DIN-Einbaubuchse; 5-polig; Schraubverschluss	-		2	1,85 €		
Messleitungen; 2 mm-Bananenstecker; 600 mm	Multi-Contact	Conrad Electronic SE; Hirschau (www.conrad.de)	5	3,20 €	5,95 €	26,82 €
Datenleitung; 5 x 0,34 mm <sup>2</sup>	U.I. Lapp GmbH		1	2,38 €		
Litzenleitung; 1 x 0,22 mm <sup>2</sup> ; 10 m Spule	Conrad		1	2,49 €		
GESAMTKOSTEN:				113,90 € inkl. Mwst.		

## 4.4 Montage des Patientensimulators

In diesem Kapitel wird die Montage des Patientensimulators schrittweise dokumentiert. Die Vorgänge beim Bau werden beschrieben und die verwendeten Werkzeuge werden genannt.

### Einbau der Platten in den Koffer

Für das Zuschneiden der Einbauplatten auf die Innenmaße der Kofferschalen wurde eine Schablone angefertigt. Als Schablone diente eine dünne Pappe. Diese wurde auf eine Kofferschale aufgelegt und so angedrückt, dass man die Kontur des Koffers erkennen konnte. Die Schablone wurde ausgeschnitten. Mit einer elektrischen Stichsäge wurden die zwei Platten abgetrennt und mit Schwingschleifer, grober und feiner Feile bearbeitet. Eine gefertigte Platte und das dafür benötigte Werkzeug sind in Abbildung 23 zu sehen.



Abbildung 23: Gefertigte Platte mit Werkzeug

### Einbau der Plattenelektroden auf die Platte

Für die simulierten Brustwandelektroden sollten sechs Plattenelektroden in die eine Kofferschale und vier Plattenelektroden für die Extremitäten in die andere Kofferschale eingebaut werden. Damit die Elektroden eben auf den Platten aufliegen, mussten Aussparungen in die Platte geschnitten werden, in denen die Buchse der Plattenelektrode und der Stecker des Kabels hineingelegt werden können. Für den Einbau der Plattenelektroden wurden die Elektroden auf den Platten so angezeichnet, dass die Elektroden und symmetrisch und geordnet zueinander waren. Die Buchsen der Elektroden und die Stecker der Kabel wurden zusätzlich auf die Platten skizziert, um diese Flächen anschließend auszuschneiden. Da keine Laubsäge für die Aussparungen vorhanden war, wurde zuerst am Anfang und Ende des Steckers mit einem 5 mm-Bohrer und anschließend am Anfang und Ende der Buchse mit einem 6,5 mm-Bohrer gebohrt. Die Fläche wurde mit einem Cuttermesser von der Platte abgetrennt und mit einer Feile bearbeitet.

Für die Befestigung der Plattenelektroden wurden Kunststoffschrauben mit Kunststoffmuttern gewählt. Auf Metallschrauben können eventuell elektromagnetische Felder wirken und zu Störungen im Signal führen. Die Plattenelektroden wurden nur auf der Seite der Buchsen befestigt, damit diese auf der anderen Seite sehr flexibel sind. Der Außendurchmesser des Gewindes der Schrauben beträgt 4 mm. Die Plattenelektroden wurden auf beiden Seiten der Buchse mit einem 4 mm-Locheisen gelocht. Anschließend wurden die Löcher auf der Platte angezeichnet und mit einem 4 mm-Bohrer gebohrt. Da die Platte aus einem weichen Material besteht, wurde bei der Montage von Schraube und Mutter auf beiden Seiten der Platte eine Unterlegscheibe gelegt. Die Anbringung der Elektroden ist in Abbildung 24 zu sehen.



**Abbildung 24:** Rückseite der Einbauplatte mit Aussparungen für die Buchse und die Stecker der Plattenelektroden (links); Vorderseite der Einbauplatte mit den angebrachten Extremitätenelektroden (rechts); Im linken und rechten Bild ist das Übertragungskabel zur Verbindung mit den Brustwandelektroden zu sehen.

### **Einbau der Buchse in den Koffer**

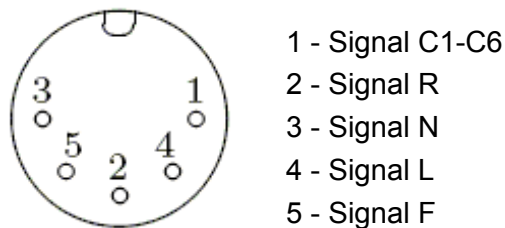
Um den richtigen Bohrer auszuwählen, wurde der Durchmesser des äußeren Gewindes der Buchse mit einem Messschieber bestimmt. Der Durchmesser beträgt 16,5 mm. Da kein Bohrer mit diesem Maß vorhanden war, wurde mit einem Stufenbohrer die Bohrung ausgeführt. Die Bohrung erfolgte mittig an der Seite der einen Kofferschale, in der sich die vier Elektroden für die Extremitäten befinden. Zur Befestigung der Einbaubuchse diente die dazugehörige Mutter.

### **Verbindung der Plattenelektroden mit der Einbaubuchse:**

Für die Verbindung der Plattenelektroden mit der eingebauten Buchse im Koffer wurden Kabel mit einem 2 mm-Bananenstecker verwendet. Die Kabel der vier Extremitätenelektroden wurden so abgeschnitten und mit einer Abisolierzange abisoliert, dass sie bis zur Buchse reichten. Die Adern der einzelnen Kabel wurden zusammen gedreht, mit Löffett eingefettet, verzinkt und an die einzelnen Lötflächen der Buchse gelötet. Vorher wurde jedem Kabel ein Schrumpfschlauch übergezogen. Dieser dient zur Verhinderung eines Kurzschlusses zwischen den einzelnen Kabeln. Auf die fünfte Lötfläche wurde ein längeres Kabel gelötet. Dieses wird zur Übertragung des Signals der sechs Brustwandelektroden genutzt. Das Kabel wurde durch Bohrungen auf beiden Platten von der einen Koffer-

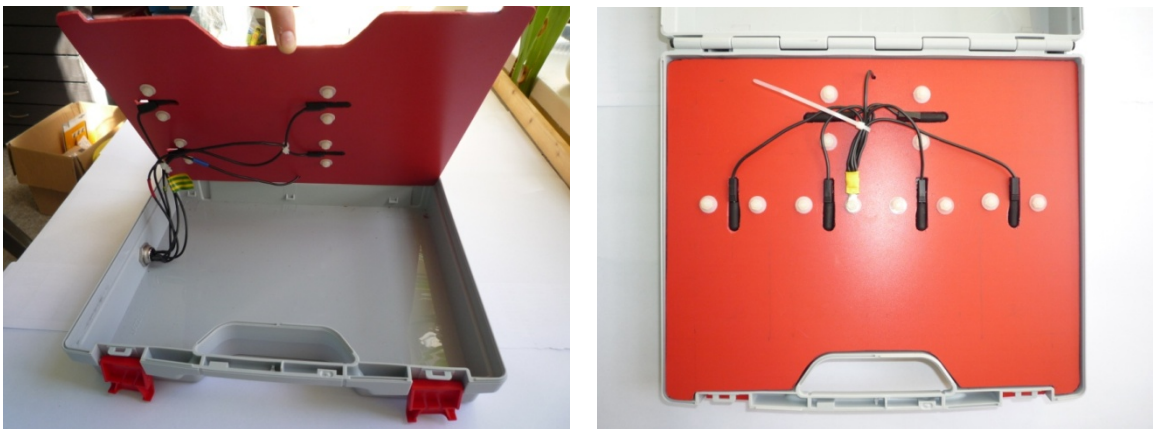
hälfte zur anderen geführt. Die Belegung der Einbaubuchse wird in Abbildung 25 veranschaulicht.

Anschließend wurden die Kabel der sechs Brustwandelektroden und das Kabel, welches aus der anderen Kofferhälfte stammt, miteinander kurzgeschlossen. Zum Kurzschließen der Kabel wurde ein Ringkabelschuh verwendet. Die Kabel wurden zurecht geschnitten und großzügig abisoliert. Alle Adern der sieben Kabel wurden ineinander gedreht und in den Ringkabelschuh geschoben. Der Kabelschuh wurde zusammengepresst und der Ring des Kabelschuhs wurde auf einer Kunststoffschraube mit einer Mutter befestigt. Alle Kabel wurden mit Kabelbindern geordnet unter den Platten verlegt und mit unterschiedlichen Isolierbändern gekennzeichnet.



**Abbildung 25:** Definiton Belegung der Buchse an Lötseite (26)

Zur Befestigung der Platten am Koffer wurden je Kofferhälfte drei Holzleisten mit einer Höhe von 31 mm eingebaut. Die Holzleisten wurden mit Montagekleber im Inneren des Koffers angeklebt. Die Platten wurden mit Torxschrauben aus Edelstahl an die Holzleisten geschraubt. Die Plattenelektroden wurden durch eine Etikettenbeschriftung gekennzeichnet.



**Abbildung 26:** Verbundene Extremitätenelektroden mit der Einbaubuchse (links), kurzgeschlossene Brustwandelektroden mittels Ringkabelschuh (rechts)

## Einbau der Buchse in den QRS-Simulator

Die Bohrung von 6,5 mm mit einem Stufenbohrer wurde an der Stelle des QRS-Simulators ausgeführt, an der weder Platine noch Kabel beschädigt werden konnten. Es wurde beim Einbau darauf geachtet, dass kein Kurzschluss der bereit vorhandenen Kabel mit den Lötflächen der Buchse entsteht. Die Buchse wurde mit der dazugehörigen Mutter befestigt.

## Verbindung der Platine des QRS-Simulators mit Einbaubuchse

Zum Anschluss der fünf Signale des QRS-Simulators, wurden die Lötflächen der 4 mm-Buchsen des Simulators genutzt. Die Kabel wurden zurecht geschnitten und an jedem Ende abisoliert. Die Adern wurden eingefettet und verzinnt. Danach wurden die Kabel an die Lötflächen der 4 mm-Buchsen und an die Lötflächen der Einbaubuchse gelötet. Jeder Lötstelle wurde ein Schrumpfschlauch übergezogen. Die Belegung der Einbaubuchse ist identisch mit der im Koffer.

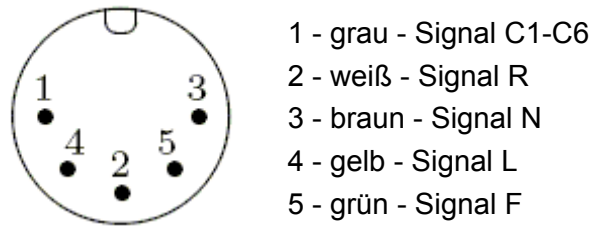


**Abbildung 27:** QRS-Simulator mit eingebauter Buchse (links); das Innere des QRS-Simulators mit Verbindungen zwischen den 4 mm-Buchsen und der Einbaubuchse (rechts)

## Bau des Signalübertragungskabels zwischen QRS-Simulator und Koffer

Das Signalübertragungskabel besteht aus fünf Adern mit den Farben braun, grün, weiß, gelb und grau. An beiden Enden des Kabels wurde die Ummantelung zuerst um 24 mm mit einem Cuttermesser zurückgesetzt und dann die einzelnen Kabel 8 mm abisoliert. Die Adern der einzelnen Kabel wurden ineinander gedreht, eingefettet und verzinnt.

Der Stecker des Signalübertragungskabels besteht aus dem Stecker, einer Zugentlastung und einer Steckerhülle, welche mit einer Schraube befestigt ist. Die Schraube, die Steckerhülle und die Zugentlastung wurden vom Stecker entfernt. Anschließend wurden die Kabel auf die zwei Stecker angelötet. Die Belegung des Steckers ist durch die Abbildung 28 veranschaulicht. Zum Vermeiden eines Kurzschlusses wurde jedem Kabel ein Schrumpfschlauch übergezogen. Die Zugentlastung wurde auf den Stecker gelegt und zusammengepresst. Die Steckerhülle wurde auf den Stecker geschoben und mit der Schraube befestigt.



**Abbildung 28:** Definition Belegung des Steckers an der Lötseite (25)



**Abbildung 29:** Signalübertragungskabel zwischen QRS-Simulator und Koffer

Für den Bau des Patientensimulators wurden ungefähr 16 Stunden benötigt. Die Suche nach den geeigneten Bauteilen, die Beschaffung und die Lieferung der Bauteile hat dagegen wesentlich mehr Zeit benötigt.



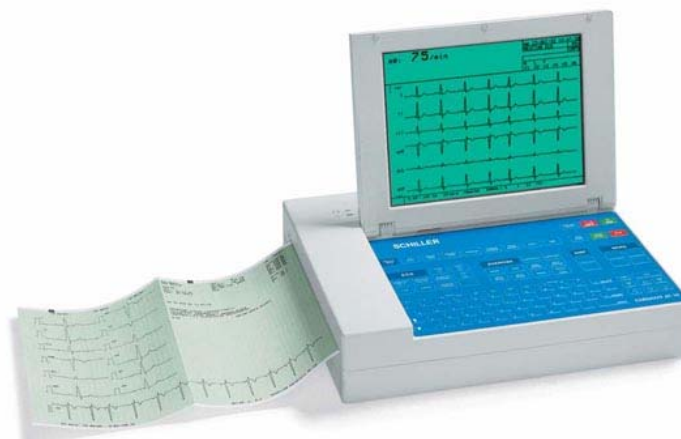
# 5 Funktionsprüfung eines Elektrodenapplikationsgerätes

## 5.1 Prüfungszubehör

Zur Überprüfung des gebauten Patientensimulators dient der Elektrokardiograph CARDIOVIT AT-10 der Firma Schiller Medizintechnik GmbH und das Elektrodenapplikationsgerät mit sensorgesteuertem Unterdruck KISS der Firma General Electric Company. Beide Geräte sind Eigentum der PraxiMed Medizintechnik Vertriebs GmbH und werden zur Reparaturüberbrückung vorgehalten. Im Folgenden werden kurz technische Daten des Elektrokardiographen und der Sauganlage aufgelistet:

### EKG-Gerät Schiller CARDIOVIT AT-10 (Abbildung 30)

- Einsatz zur Herz-, Kreislauf- und Lungenfunktionsdiagnostik
- integrierter Thermodrucker
- Ruhe- und Belastungs-EKG möglich
- bis zu 12 simultane Ableitungen: Standard/ Cabrera - Nehb
- eingebaute Schnittstellen: PC-Schnittstellen (3 x RS-232, 1 x RS-422); DC-Eingänge; Videomonitor-Anschluss; Ergometer-Anschluss; QRS-Trigger-Ausgang/ Fußschalter-Anschluss
- zahlreiche Software-Optionen wie EKG-Vermessung, EKG-Interpretation, EXEC II Auswertungsprogramm für Belastungs-EKGs, Schrittmachervermessung, Spätpotentialanalyse, Herzfrequenzvariabilität
- Software-Option Spirometrie mit und ohne Atemwegswiderstandsmessung

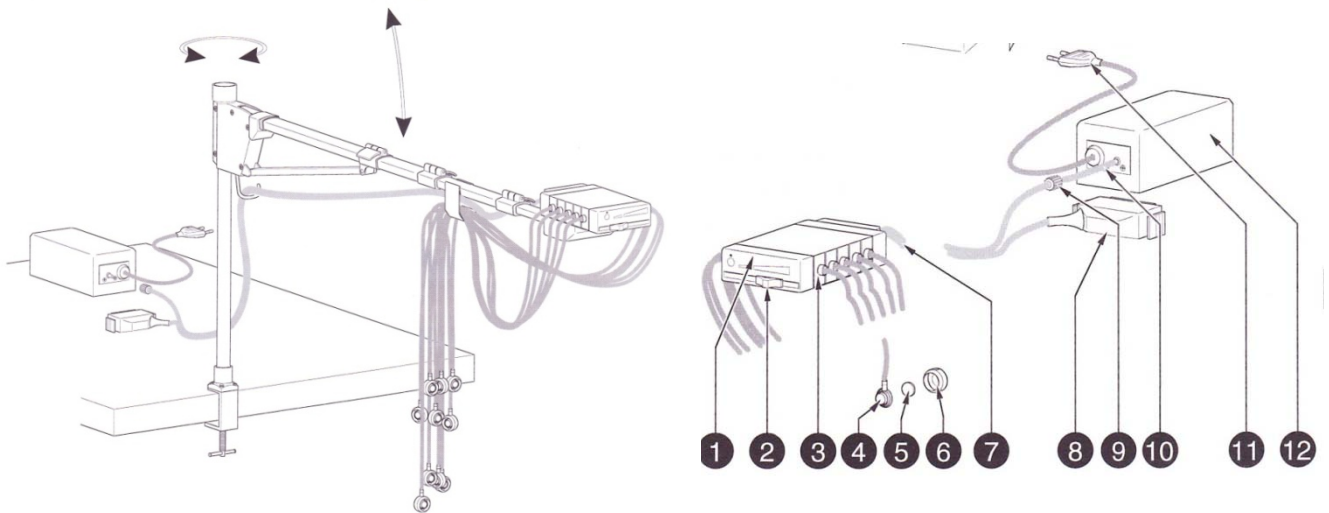


**Abbildung 30:** EKG-Gerät Schiller CARDIOVIT AT-10 (27)



### Elektrodenapplikationssystem GE KISS Version 1.0 (Abbildung 31):

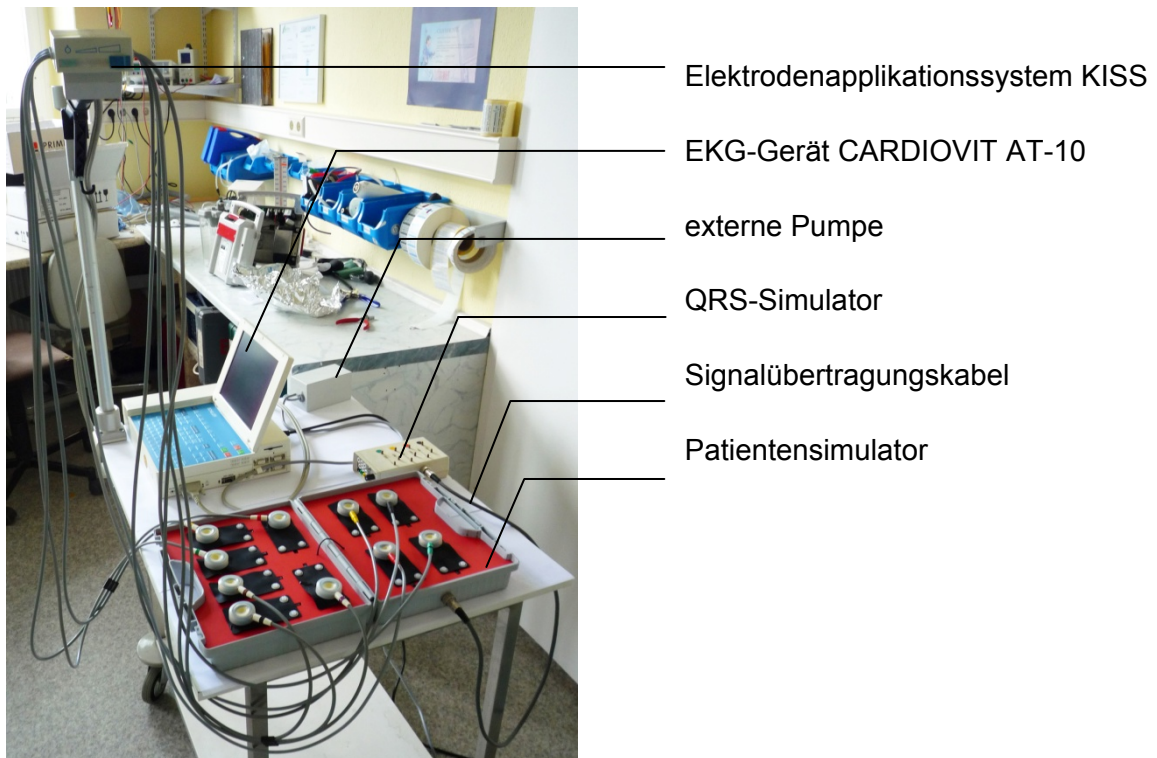
- Elektrodenapplikationssystem zur Abnahme von EKG-Signalen am Patienten
- Elektrodenverteiler für 10 Elektrodenleitungen
- Silber-Silberchlorid-Elektroden
- Unterdruck des Pumpmoduls: stufenlos einstellbar von 60...220 mbar; auf Position „Ö“ Unterdruck < 30 mbar



**Abbildung 31:** Das Elektrodenapplikationssystem KISS der Firma General Electronic Company besteht hauptsächlich aus einem Stativ, einem Elektrodenverteiler (1) und einer externen Pumpe (12) mit Netzstecker (11). Am Elektrodenverteiler befinden sich der Unterdruckeinsteller (2), die zehn Stecker mit Elektrodenleitungen (3) und eine Verbindungsleitung zum Kardiographen und zur Pumpe (7). Die Verbindungsleitung wird mit dem Anschlussstecker (8) am Elektrokardiographen angeschlossen. Die Verbindung zur Pumpe erfolgt über einen Luer-Lock-Anschluss (9). Am Ende jeder Elektrodenleitung sind die Saugelektroden. Sie bestehen je aus einer Silber-Silberchlorid-Elektrode (4), einer Filterscheibe (5) und einem Saugdom (6). ; (4)

## 5.2 Prüfungsaufbau

Als erstes wurde die Verbindung des Elektrodenapplikationssystems KISS zur Pumpe mittels des Luer-Lock-Anschlusses und zum EKG durch den Anschlussstecker hergestellt. Die Pumpe wurde am Netz angeschlossen. Als Nächstes wurde der Patientensimulator mit Hilfe des Signalübertragungskabels mit dem QRS-Simulator verbunden. Der Unterdruckeinsteller am Elektrodenverteiler wurde auf maximalen Unterdruck gestellt und die Saugelektroden wurden auf die Plattenelektroden im Koffer angebracht. Anschließend wurden das EKG und der QRS-Simulator angeschaltet. Beim QRS-Simulator wurden 80 Schläge pro Minute eingestellt. Der Prüfungsaufbau wird mit der Abbildung 32 veranschaulicht.



**Abbildung 32:** Aufbau der Prüfung mit Patientensimulator

## 5.3 Funktionsprüfung

Die Funktion eines selbstansaugenden Elektrodenapplikationsgerätes wurde qualitativ mit einem Elektrokardiogramm und quantitativ mittels Elektrodentest und Widerstandsmessung geprüft. Gleichzeitig wurde kontrolliert, ob der Patientensimulator ordnungsgemäß funktioniert.

### 5.3.1 Elektrokardiogramm

In der Anlage B befinden sich zwei Abbildungen der aufgenommenen Elektrokardiogramme, welche mittels des Patientensimulators simuliert wurden. Das erste Elektrokardiogramm wurde vollständig geschrieben. Es ist jedoch zu sehen, dass einige Störungen von außen auf das Signal wirkten. Erst durch das Einstellen des Netzfilters von 35 Hz auf 130 Hz am Elektrokardiograph entstand ein sauberes Signal. Dies lässt darauf schlussfolgern, dass die Störung durch eine Netzspannung verursacht wurde. Daraufhin wurde das Netzkabel vom EKG abgezogen und die Störung verschwand. Das EKG wechselte dabei auf Akkubetrieb. Das zweite Elektrokardiogramm wurde bei Akkubetrieb des Elektrokardiographen aufgenommen. Bei diesem sind nur noch kleine Störungen zu sehen. Diese Störungen stammen vom QRS-Simulator, da die zehn Clipadapter am Simulator wie Antennen wirken und Signale von außen aufnehmen, welche dann wiederum auf das QRS-Signal übertragen werden. Diese kleinen Störungen verschwanden auch bei eingeschaltetem Netzfilter im Elektrokardiographen nicht.

Da das Elektrokardiogramm vollständig geschrieben wurde und qualitativ in Ordnung ist, lässt es darauf schlussfolgern, dass der Patientensimulator funktioniert und das selbstansaugende Elektrodenapplikationssystem in Ordnung ist. Des Weiteren wurden vom Elektrokardiographen automatisch die einzelnen Zeitintervalle des Elektrokardiogramms gemessen. Diese Intervalle liegen alle im Bereich der Normwerte eines Elektrokardiogramms.

### 5.3.2 Elektrodentest

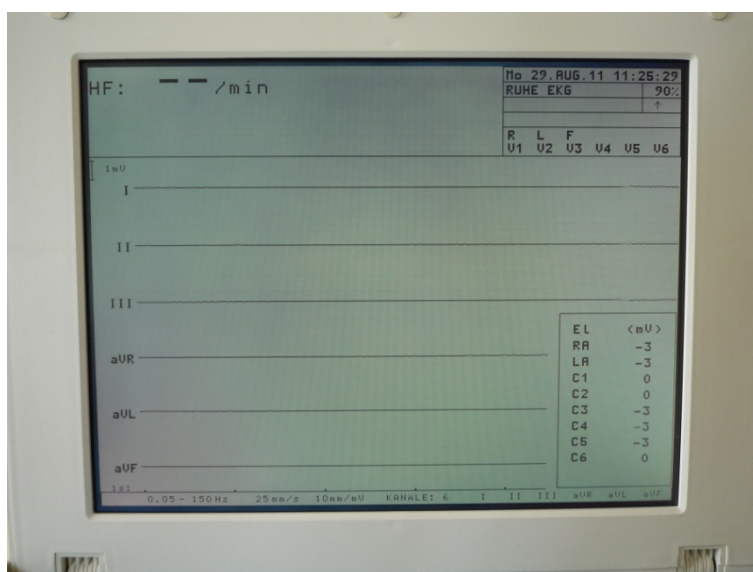
In den meisten Elektrokardiographen der Firma Schiller Medizintechnik GmbH ist das Programm Elektrodentest integriert. Mit Hilfe diesen Elektrodentests können anhand der Elektrodenwiderstände der Kontakt der Elektroden und der Zustand des Patientenkabels überprüft werden. Beim Elektrodentest erscheint eine Tabelle mit zwei Spalten. Die erste Spalte stellt die acht Elektrodenableitkabel dar. In der zweiten Spalte wird der Gleichspannungsabfall im Patienten-kabel und in den Elektroden angezeigt.

Die Spannung wird zwischen jeder Elektrode und der grün markierten Elektrode F gemessen und in mV angegeben. Dabei ist die Spannung vom Ort des Anschlusses der Elektroden abhängig. Dieser Test kann während des Anschlusses am Patienten, am Simulator oder während des Kurzschlusses aller Elektroden durchgeführt werden. In dieser

Bachelorarbeit erfolgte der Elektrodentest nur während des Kurschlusses aller Elektroden, da Einflüsse vom Patienten und QRS-Simulator ausgeschlossen werden sollen.

Der Kurzschluss aller Saugleitungen wurde so realisiert, dass an der Buchse des Koffers ein Stecker angeschlossen wurde, bei dem alle fünf Löffahnen miteinander verlötet und somit kurzgeschlossen waren. Waren alle Saugleitungen miteinander kurzgeschlossen und in Ordnung, so erschien in der zweiten Spalte bei jedem Ableitkabel eine Spannung im Bereich von „-3 bis +3 mV“. Hatte sich eine Saugelektrode nicht richtig an die Platten-elektrode angesaugt oder war sie defekt, so wurde eine Spannung im Bereich von „- 325 bis - 500 mV“ in der Zeile dieser Elektrodenleitung angezeigt. Wurde in jeder Zeile eine Spannung im Bereich „- 325 bis - 500 mV“ angezeigt, so ist entweder die Elektrodenlei-tung F oder N defekt oder das Bauteil für die Unterdruckregelung, wodurch sich alle Saugelektroden nicht mehr ansaugen lassen.

In Abbildung 33 ist der Bildschirm des Elektrokardiographen AT-10 während des Elektro-dentests dargestellt. Aus dem hier ersichtlichen Elektrodentest lässt sich aus den Span-nungswerten von „0 mV“ und „- 3 mV“ schlussfolgern, dass alle Elektrodenleitungen in Ordnung waren



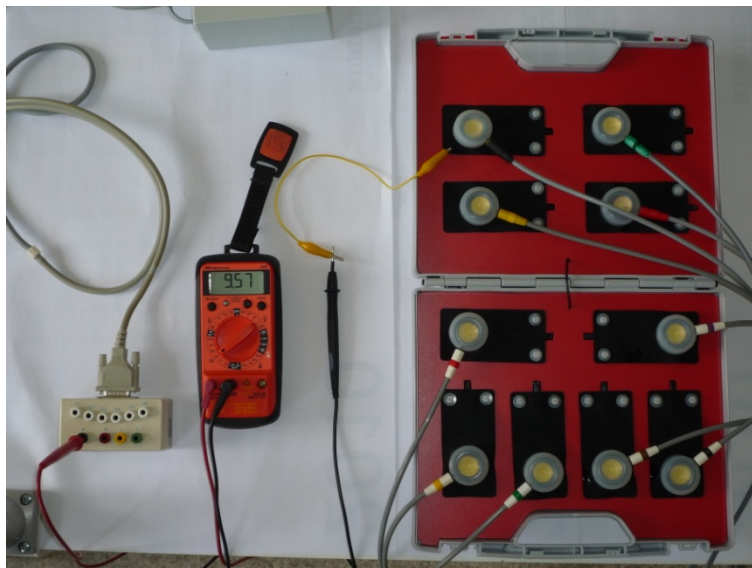
EL	(mV)
RA	- 3
LA	- 3
C1	0
C2	0
C3	- 3
C4	- 3
C5	- 3
C6	0

**Abbildung 33:** Elektrodentest

### 5.3.3 Widerstandsmessung

Der Zustand der Elektrodenleitungen kann auch mittels einer Widerstandsmessung über-prüft werden. Für die Widerstandsmessung wurden das Multimeter 5 XP der Firma Me-termann und ein Prüfadapter verwendet. Die Prüfung fand ohne QRS-Simulator und Elektrokardiograph statt. Das Datenkabel des Elektrodenapplikationssystems wurde in die Schnittstelle der Box gesteckt. Die Saugelektroden wurden an die Plattenelektroden ge-saugt. Ein Kabel, an dessen beiden Enden sich eine Krokodilsklemme befand, wurde an

die rote Messleitung des Multimeters und zum Beispiel an die Plattenelektrode R geklemmt. Die schwarze Messleitung wird in die Buchse R des Prüfadapters gesteckt. Das Multimeter wurde auf den Messbereich von 20 k $\Omega$  gestellt. Der angezeigte Widerstand wurde in eine Tabelle geschrieben und wurde überprüft: Ist der Widerstand der Saugleitung im Bereich von 10 k $\Omega$ , so ist die Elektrodenleitung in Ordnung. Die Elektrodenleitungen besitzen alle hinter der Elektrodenfläche einen integrierten zehn Kiloohm Kohle-Masse-Widerstand und sind dadurch gegen Defibrillationsspannungen geschützt. Ist der Widerstand größer zehn Kiloohm oder geht er gegen unendlich, so deutet dies auf eine zu geringe Ansaugung der Elektroden beziehungsweise Undichtigkeit der Saugdomen oder auf einen Kabelbruch hin. Nachstehend wird der Prüfaufbau mit der Abbildung 34 verdeutlicht. Die gemessenen Widerstandswerte der Saugleitungen werden in der Tabelle 4 dargestellt. Alle Widerstände der Elektrodenleitungen liegen im Bereich von 10 k $\Omega$ . Die Elektrodenleitungen sind somit in Ordnung.



**Abbildung 34:** Messplatz der Widerstandsmessung

**Tabelle 4:** Widerstandsmessung an Elektrodenleitungen

Saug- leitung	<i>R</i>	<i>L</i>	<i>F</i>	<i>N</i>	<i>C1</i>	<i>C2</i>	<i>C3</i>	<i>C4</i>	<i>C5</i>	<i>C6</i>
Wider- stand in k $\Omega$	9,74	10,29	10,66	9,55	10,64	10,07	10,48	10,85	10,73	10,83

## 6 Simulation und Erkennung von Defekten

### 6.1 Mögliche Defekte

Tritt ein Fehler beim Schreiben eines Elektrokardiogramms auf, so liegt die Ursache, laut Erfahrungsberichten der Medizintechniker, meist im Zubehör des Elektrokardiographen. Folgende Defekte können auftreten:

- gerissener Saugdom durch häufige Benutzung → Undichtigkeit
- verstopfte Saugleitungen, verdreckte Filter
- abgenutzte Elektrodenoberflächen → schlechte Signalübertragung
- Kabelbruch einer Elektrodenleitung, meist in Nähe des Elektrodenverteilers, durch unsachgemäße Handhabung → keine Signalübertragung
- defekter Unterdruckregler durch häufige Verwendung → undichtiges System
- defekter Stecker der Saugleitung (sehr selten)

Im Folgenden werden Möglichkeiten erläutert, wie man bestimmte defekte Bauteile einer Sauganlage erkennen kann.

### 6.2 Elektrokardiogramm

Wird bei der Ableitung eines Elektrokardiogramms eine Ableitung nicht mit aufgezeichnet, so gibt es mehrere Ursachen für diesen Fehler: Es könnte eine Saugelektrode noch nicht an eine Plattenelektrode angeschlossen sein. Der Saugdomen könnte völlig undicht sein, wodurch eine Verbindung zur Plattenelektrode nicht hergestellt werden kann. Außerdem kann auch ein Kabelbruch in der Elektrodenleitung vorliegen. Werden alle Ableitungen nicht aufgezeichnet, so deutet dies auf eine defekte Elektrodenleitung F oder N hin.

Besitzt ein Saugdom kleine Undichtigkeiten, so kommt es meistens dazu, dass sich die Saugelektrode auf der Ableitoberfläche bewegt. Dadurch entstehen enorme Störungen im Elektrokardiogramm, wie in Abbildung 36 zu sehen. Gleichzeitig würde bei einem undichten Saugdom die Pumpe des Elektrodenapplikationssystems ständig arbeiten.



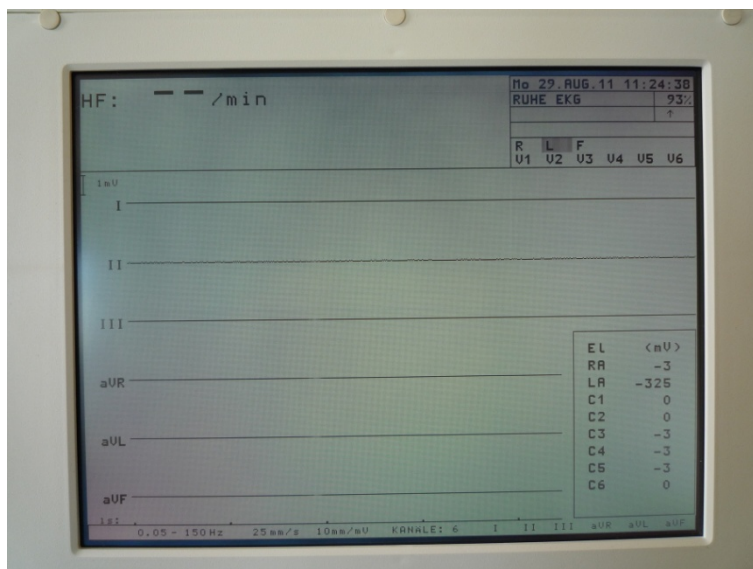


**Abbildung 35:** Störungen im Elektrokardiogramm durch undichten Saugdomen

Lassen sich alle Saugelektroden nicht ansaugen, so ist entweder die Pumpe oder der Unterdruckregler defekt. Sind die Amplituden der Signale kleiner als normal, so deutet dies auf eine abgenutzte Silber-Silberchlorid-Elektrodenoberfläche hin.

## 6.3 Elektrodentest

Wird beim Elektrodentest bei einem Ableitkabel eine Spannung im Bereich „von - 325 bis - 500 mV“ angezeigt, wie in der Abbildung 36 zu sehen, so gibt es mehrere Ursachen dafür: Die Saugelektrode könnte noch nicht an die Plattenelektrode angeschlossen sein. Dies wird auch durch das Blinken der Ableitung L auf dem Bildschirm des Elektrokardiographen deutlich. Des Weiteren könnte der Saugdomen durch einen Riss undicht sein, wodurch keine elektrische Leitung zwischen Plattenelektrode und Saugelektrode zustande kommt. Die Undichtigkeit des Saugdomens erkennt man auch durch das ständige Arbeiten der Pumpe des Elektrodenapplikationssystems „KISS“. Weiterhin könnte ein Kabelbruch in der Elektrodenleitung durch unsachgemäße Handhabung vorliegen. Meistens entstehen die Kabelbrüche an der Aufhängung der Elektrodenleitung am Elektrodenverteiler.



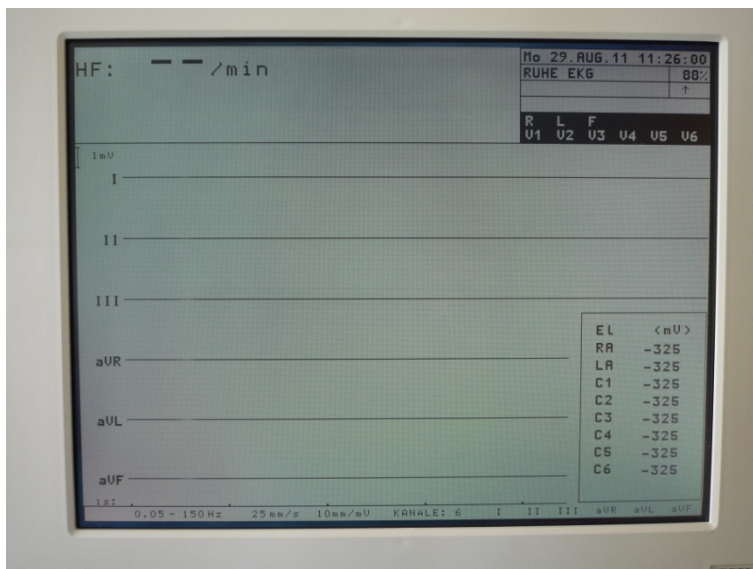
EL	(mV)
RA	- 3
LA	- 325
C1	0
C2	0
C3	- 3
C4	- 3
C5	- 3
C6	0

**Abbildung 36:** Elektrodentest bei defekter Elektrodenleitung L

Werden bei allen Ableitungen Spannungen im Bereich „von - 325 bis - 500 mV“ angezeigt, wie in der Abbildung 37 erkennbar, so können folgende Defekte vorliegen: Die Saugelektroden F oder N könnte noch nicht an die Plattenelektroden angebracht sein. Des Weiteren könnte der Saugdomen der Elektrodenleitung F oder N undicht sein. Dies könnte man am ständigen Arbeiten der Pumpe erkennen. Es könnte auch ein Kabelbruch in der Elektrodenleitung F oder N vorliegen.

Liegt der Fehler nicht in der defekten Elektrodenleitung F oder N, so kann auch die Pumpe oder der Unterdruckregler defekt sein. Bei diesen Defekten würden sich alle Saugelektroden nicht ansaugen lassen.





EL	(mV)
RA	- 325
LA	- 325
C1	- 325
C2	- 325
C3	- 325
C4	- 325
C5	- 325
C6	- 325

**Abbildung 37:** Elektrodentest bei defekter Elektrodenleitung F oder N

## 6.4 Widerstandsmessung

Eine defekte Saugleitung kann auch durch eine Widerstandsmessung erkannt werden. Geht der Widerstandswert gegen unendlich, so liegt ein Kabelbruch vor. Ist der Widerstand größer als 10 k $\Omega$ , so kann dies auch auf eine abgenutzte Silber-Silberchlorid-Elektrodenoberfläche deuten, wodurch die Übergangsimpedanz sich erhöht hat. Um diesen Fehler auszuschließen, kann die Saugelektrode von der Elektrodenleitung abgezogen werden, um die Widerstandsmessung nur zwischen Elektrodenleitung und Datenkabel durchzuführen.

In Tabelle 5 geht der Widerstand der Saugleitung L gegen unendlich. Dies bedeutet, dass ein Kabelbruch vorliegt.

**Tabelle 5:** Widerstandsmessung bei defekter Elektrodenleitung L

Saug- leitung	<i>R</i>	<i>L</i>	<i>F</i>	<i>N</i>	<i>C1</i>	<i>C2</i>	<i>C3</i>	<i>C4</i>	<i>C5</i>	<i>C6</i>
Wider- stand in k $\Omega$	9,74	$\rightarrow \infty$	10,66	9,55	10,64	10,07	10,48	10,85	10,73	10,83



# 7 Zusammenfassung und Ausblick

## 7.1 Zusammenfassung

Meine Aufgabe war es, ein Patientensimulator zu konstruieren und zu entwickeln, um selbstansaugende Elektrodenapplikationsgeräte für Elektrokardiographen zu überprüfen. Dafür wurde mir der QRS-Simulator der Firma Zeipel Medizinelektronik bereit gestellt. Das Thema dieser Bachelorarbeit entstand aus der Anforderung der Firma PraxiMed Medizintechnik Vertriebs GmbH, die Prüfung der Elektrodenapplikationssysteme zu erleichtern und zu beschleunigen.

Entstanden ist eine Schnittstelle zwischen Saugelektroden und dem QRS-Simulator. Die Schnittstelle ist ein Koffer, in dessen Innern zehn Plattenelektroden auf eine Oberfläche aufgebracht sind. Jede Plattenelektroden leitet ein Signal des QRS-Simulators. Die dünnen und flexiblen Plattenelektroden ermöglichen es, dass sich die Elektroden ohne Probleme ansaugen lassen.

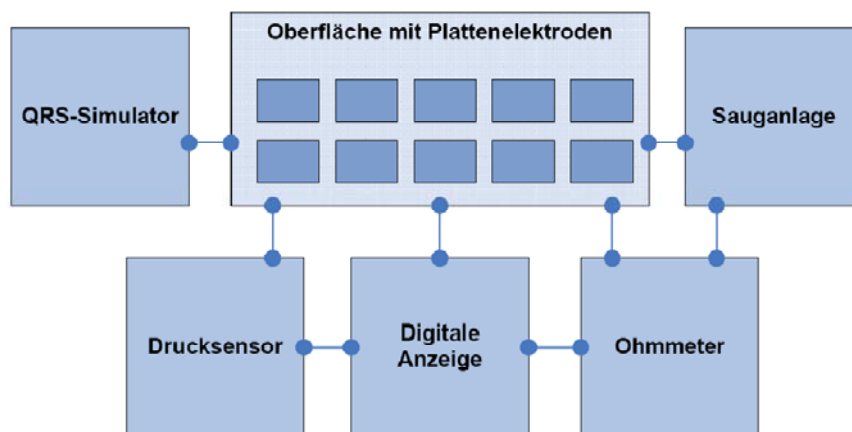
Mit dem Patientensimulator können drei verschiedene Messverfahren angewendet werden, um Fehler des Elektrodenapplikationssystems einzugrenzen. Oftmals reicht jedoch für die Prüfung durch die Medizintechniker die alleinige Anzeige der QRS-Signale auf dem Bildschirm des Elektrokardiographs aus.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass der entworfene Patientensimulator eine einfache und schnelle Methode ist, defekte Bauteile an einem Elektrodenapplikationssystem zu erkennen. Das Prüfgerät ist robust, handlich und leicht. Der Koffer, der als Gehäuse fungiert, gewährleistet einen Schutz der innen liegenden Plattenelektroden vor Schmutz und Beschädigungen, wodurch das Gerät langlebig ist. Mit Hilfe des Prüfgerätes erspart sich der Servicetechniker viel Zeit. Der Aufbau des Gerätes erfordert keinen großen Aufwand. Das Gerät lässt sich außerdem bei allen verschiedenen selbstansaugenden Elektrodenapplikationssystemen anwenden.

## 7.2 Ausblick

Der Patientensimulator kann erweitert und verbessert werden. Da es den Rahmen dieser Bachelorarbeit jedoch sprengen würde und die nötige Zeit dafür fehlte, konnte eine Verbesserung nicht verwirklicht werden.

Im Folgenden wird eine weitere und kompliziertere Variante der Umsetzung eines solchen Patientensimulators beschrieben. Das Blockschaltbild in Abbildung 38 dient der Veranschaulichung.



**Abbildung 38:** Blockschaltbild weiterentwickeltes Prüfgerät

Der zu entwickelnde Patientensimulator soll aus einer Oberfläche mit Plattenelektroden, aus einer Platine eines QRS-Simulators, einem Drucksensor, einem Widerstandsmessgerät und einer digitalen Anzeige bestehen. Die Signale des QRS-Simulators sollen auf die zehn Plattenelektroden, welche sich auf einer Oberfläche befinden, mittels Kabel übertragen werden. Die Saugelektroden greifen das Signal ab und übertragen das Signal über die Saugleitungen und das Datenkabel zum Elektrokardiographen. Die einzelnen Ableitungen werden auf dem Display angezeigt, wodurch qualitativ beurteilt werden kann, ob alle Saugleitungen funktionieren.

Des Weiteren können die Saugleitungen mittels einer Widerstandsmessung überprüft werden. Das integrierte Widerstandsmessgerät misst dabei den Widerstand zwischen einer Plattenelektrode, an der eine Saugelektrode ansaugt, und dem zehn-poligen Datenkabel des Elektrodenapplikationssystems, welches an dem Patientensimulator in eine zehn-polige Buchse gesteckt wird. Dabei muss das Ohmmeter so programmiert werden, dass dieses alle zehn Widerstände der Elektrodenleitungen nacheinander misst. Die Widerstände sollen dann auf einer digitalen Anzeige in Form einer Tabelle dargestellt werden. Werden Widerstände höher als zehn k $\Omega$  (Schutz gegen Defibrillationsspannungen) angezeigt, so weist dies zum Beispiel auf einen Kabelbruch hin.

Weiterhin soll der Patientensimulator die Saugleistung der einzelnen Saugleitungen mittels eines Drucksensors messen. Die Saugelektroden werden an alle Plattenelektroden angesaugt. Unterhalb der Plattenelektroden soll der Drucksensor die Unterdrücke der einzelnen Saugleitungen messen. Der Drucksensor muss wie das Widerstandsmessgerät die einzelnen Drücke durchmessen und dann in einer Tabelle auf der digitalen Anzeige auflisten. Sind die Drücke höher als 220 mbar, so deutet dies auf eine Undichtigkeit in den Saugdomen oder im ganzen System hin. Des Weiteren kann die Platine des QRS-Simulators so geschaffen sein, dass diese verschiedene Herzarrhythmien simulieren kann.

Der Vorteil diesen Patientensimulators ist es, dass schneller differenziert werden kann, woher der Defekt stammt. Undichte Saugdome oder Systeme können durch die Messung der Saugleistungen erkannt werden. Kabelbrüche in den Elektrodenleitungen können durch die Widerstandsmessung identifiziert werden.



# Quellen

Lfd. Nr.	Quelle
(1)	Rüdiger Kramme: Medizintechnik, Elektrokardiographie S. 87, 3. Auflage, Springer Medizin Verlag, Heidelberg, 2007
(2)	Prof. Dr. Hinderer: Vorlesungsskript Biophysik Teil 2; Elektrokardiographie 4. Semester Physikalische Technik, 2010
(3)	Schiller: Gebrauchsanweisung EKG-Gerät CARDIOVIT AT-10 Baar, Schweiz, 1995
(4)	GE Medical Systems: Gebrauchsanweisung Elektrodenapplikationssystem KISS Version 1.0 Milwaukee, USA, 2003
(5)	Ohlenschläger Medizintechnik GmbH: Bedienungsanweisung CARDIO-VAC Königstein, 1998
(6)	Riemer Meditech GmbH: Service-Unterlagen Applicard 2.0 Blaustein, 2001
(7)	Jens Hubrig, Projektarbeit: „Konstruktion und Montage eines EKG- Patientensimulators zur Fehlerdiagnose bei EKG-Reparaturen“, Berufliches Schulzentrum Dippoldiswalde, 2003
(8)	MedizInfo: Herzaufbau und Herzfunktion <a href="http://www.medizinfo.de/kardio/herzanatomie.shtml#aufbau">http://www.medizinfo.de/kardio/herzanatomie.shtml#aufbau</a>



- (9)           HEXAL AG: Kreislaufsystem des Körpers  
<http://www.herz.hexal.de/grundwissen/kreislaufsystem/>
  
- (10)          kardionet.de: Aufbau und Funktion des Herzens, Blut und Kreislauf  
<http://www.kardionet.de/herz/herz.htm>
  
- (11)          Novartis Pharma GmbH: Aufbau und Funktion des Herzens,  
<http://www.transplantation-verstehen.de/organe/herz/aufbau-und-funktion.html>
  
- (12)          Das Elektrokardiogramm und seine Ableitungssysteme  
[http://www.primedic.de/cms/upload/pdf/Kapitel3\\_Diss\\_vonWagner\\_Gero.pdf](http://www.primedic.de/cms/upload/pdf/Kapitel3_Diss_vonWagner_Gero.pdf)
  
- (13)          Berufsverband Deutscher Internisten e. V.: Erregungsleitungssystem,  
[http://www.internisten-im-netz.de/de\\_wie-schlaegt-das-herz\\_594.html](http://www.internisten-im-netz.de/de_wie-schlaegt-das-herz_594.html)
  
- (14)          DocCheck Medical Services GmbH: Standardableitungen  
<http://flexikon.doccheck.com/>
  
- (15)          Ralf Kleindienst Fachkrankenpfleger Intensiv und Anästhesie: Standardableitungen  
<http://www.grundkurs-ekg.de/ableitung/ableitung1.htm>
  
- (16)          Ruhr-Universität Bochum: Ableitungen nach Nehb  
<http://www.neurop.ruhr-uni-bochum.de/Praktikum/nehb/>
  
- (17)          Riemer Meditech: Technik der Applicard-Sauganlage  
<http://www.applicard.de/kategorie1/seite3/index.html>
  
- (18)          Schiller: Gebrauchsanweisung AT-10 plus → Elektrodentest  
Baar, Schweiz, 2005  
[http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/ecg/user\\_manuals/Schiller\\_AT-10plus\\_-\\_Bedienungsanleitung.pdf](http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/ecg/user_manuals/Schiller_AT-10plus_-_Bedienungsanleitung.pdf)

- (19) Mercateo AG: Abbildung Plattenelektrode  
[http://www.mercateo.com/p/619-21719401/Thorax\\_Elektrode\\_f\\_Brustwandguertel\\_30\\_mm\\_Durchmesser.html](http://www.mercateo.com/p/619-21719401/Thorax_Elektrode_f_Brustwandguertel_30_mm_Durchmesser.html)
- (20) eBay International AG: Abbildung Knopfelektrode  
[http://www.ebay.de/itm/Ambu-BlueSensor-SP-EKG-Elektrode-m-Druckknopf-Pkg-50-/160618823048?pt=Medizinische\\_Ger%C3%A4te&hash=item2565a0bd88](http://www.ebay.de/itm/Ambu-BlueSensor-SP-EKG-Elektrode-m-Druckknopf-Pkg-50-/160618823048?pt=Medizinische_Ger%C3%A4te&hash=item2565a0bd88)
- (21) ATEC Business Information GmbH: Abbildung Klebeelektroden  
[http://www.linx.de/Unternehmen--5943033--LIBOMed----5943033::showsc\\_99314.html](http://www.linx.de/Unternehmen--5943033--LIBOMed----5943033::showsc_99314.html)
- (22) Tradoria GmbH: Abbildung Klammerelektrode  
<http://www.tradoria.de/medizin-und-laborbedarf/4-x-extremitaeten-klammerelektroden-klammerelektrode-ekg-395701881.html>
- (23) MESA Medizintechnik GmbH: Abbildung Saugelektrode  
<http://shop2.mesamed.de/EKG-Zubehoer/Brustwand-Saugelektrode-VE-mit-6-Stueck.html>
- (24) Lieshoff Service- und Dienstleistungsgesellschaft für Medizintechnik mbH: Abbildung Saugelektrode  
<http://www.lsd-medizintechnik.de/zubehoer/herzkreislauf.html>
- (25) W. AG Funktion + Design: Abbildung Koffer Jazz 5007  
[http://www.wag-shop.de/product\\_info.php?info=p323\\_JAZZ-5007.html&XTCsid=hroh4ipvj9aa372gjbfg654185](http://www.wag-shop.de/product_info.php?info=p323_JAZZ-5007.html&XTCsid=hroh4ipvj9aa372gjbfg654185)
- (26) Wolfgang Kufer: Abbildung Buchse, Stecker  
[<http://www.opendcc.de/info/xpressnet/xpressnet.html>]
- (27) EKU-Service Carsten Senger: Abbildung Schiller AT-10  
[http://www.eku-service.de/front\\_content.php?client=3&lang=5&idcat=56&idart=217&m=&s=](http://www.eku-service.de/front_content.php?client=3&lang=5&idcat=56&idart=217&m=&s=)

## Verwendete Software

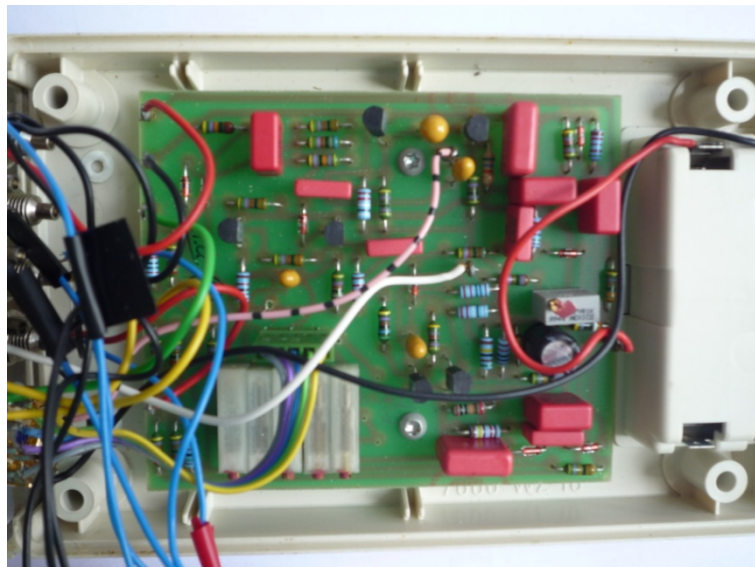
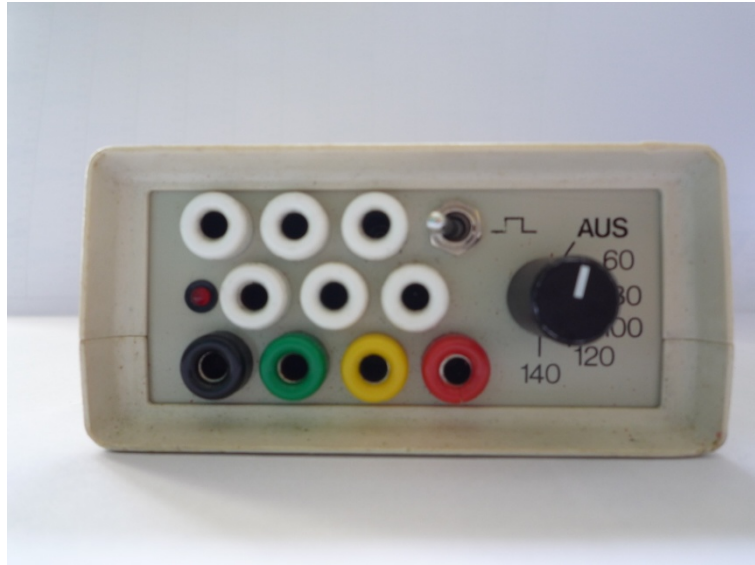
- Microsoft Office Word 2007
  - Erstellung des gesamten Dokuments
- Microsoft Office Visio 2003
  - Erstellung der Blockschaltbilder [Abb. 18-22, Abb. 28, Abb. 34]
- TinyCad
  - Erstellung des Schaltplanes des QRS-Simulators
  - Quelle des Schaltplanes: Jens Hubrig, Projektarbeit: „Konstruktion und Montage eines EKG-Patientensimulators zur Fehlerdiagnose bei EKG-Reparaturen“

# Anlagen

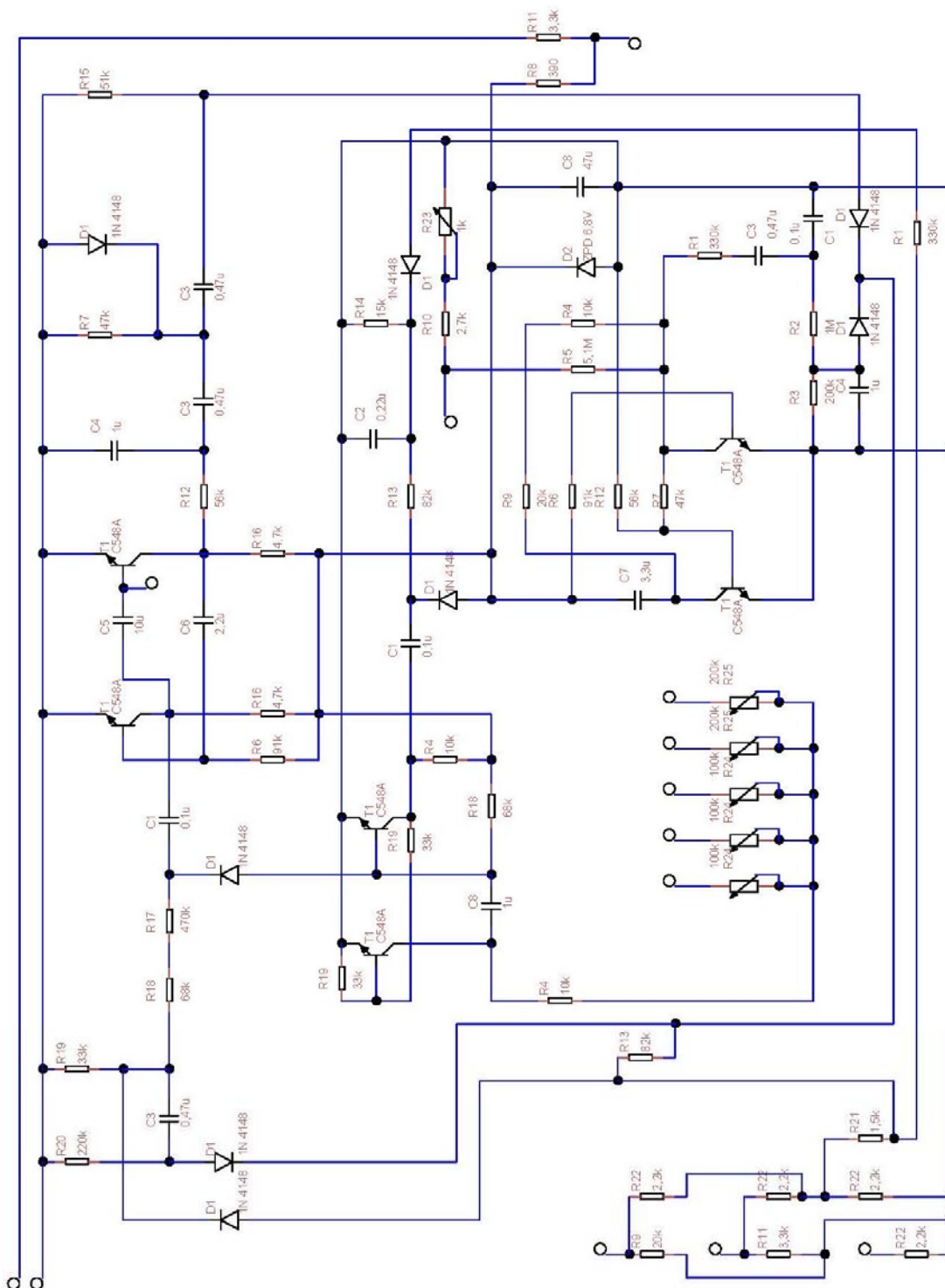
Anlage A - Der QRS-Simulator.....	59
Anlage B - Elektrokardiogramme.....	61



## Anlage A - Der QRS-Simulator



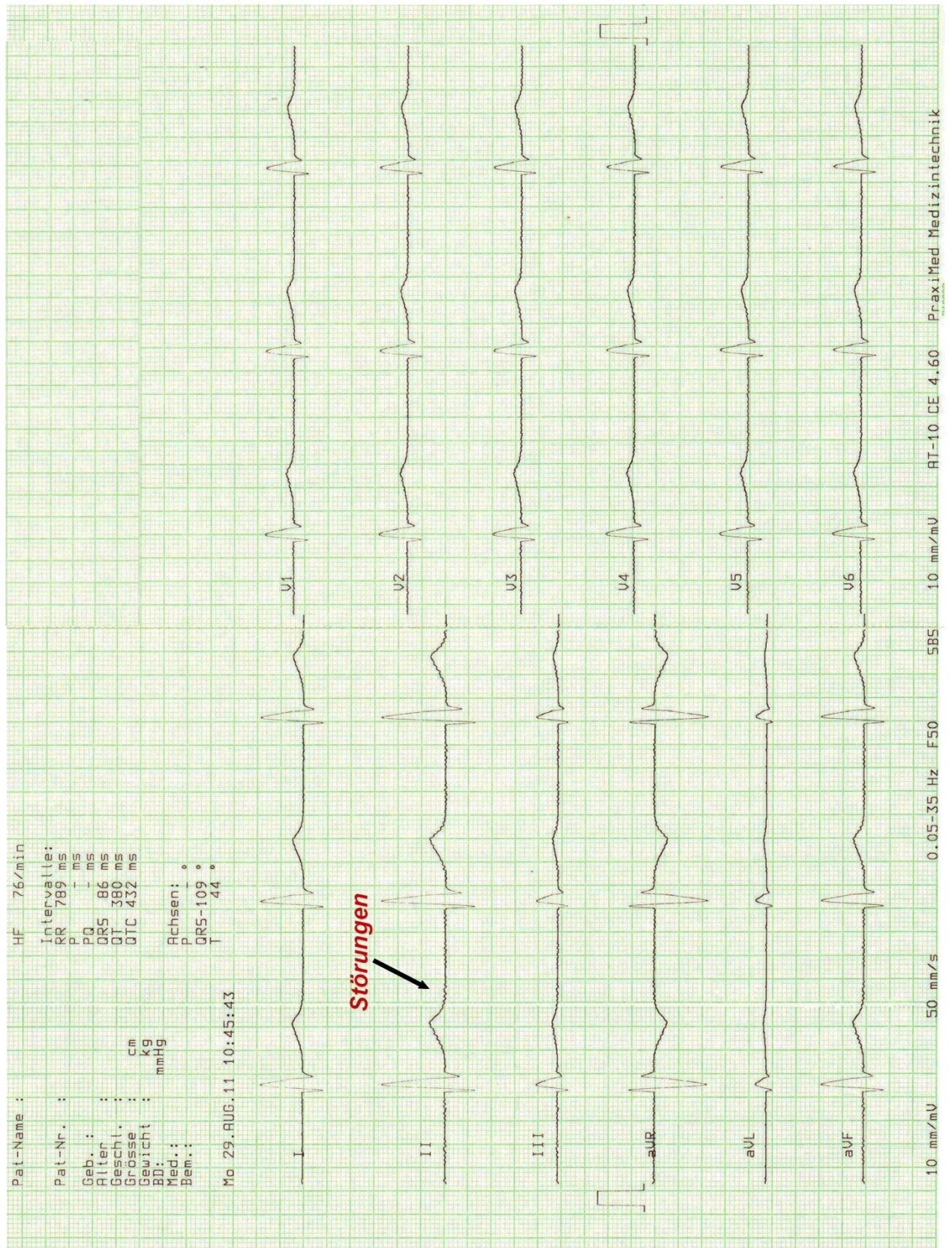
## Der Schaltplan des QRS-Simulators



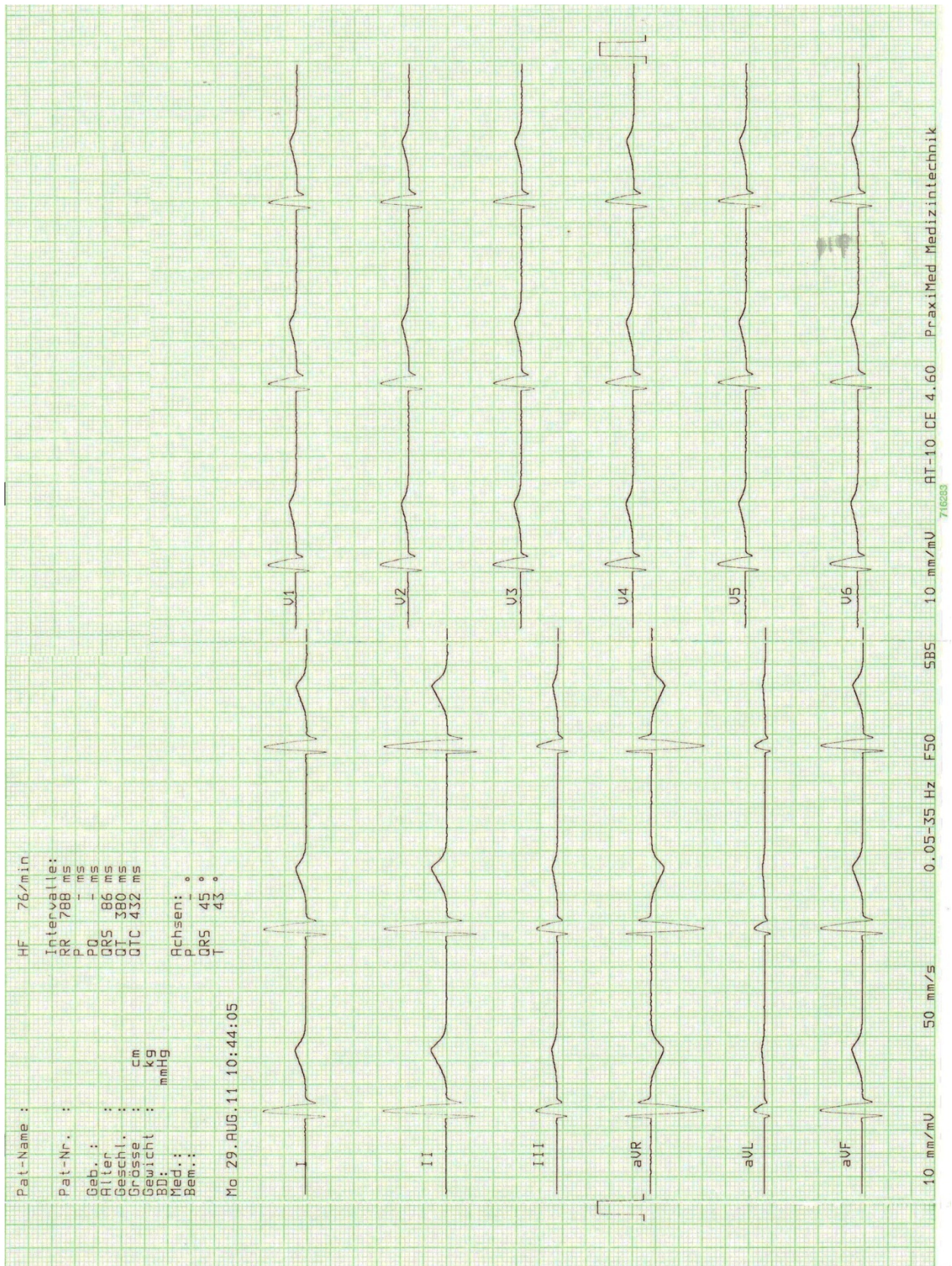
Title: Schaltplan des QRS-Simulators		Document
Author: Romy Gerber		Sheets: 1 of 1
File	Date: 29.08.2011	
Revision: 1.0		



# Anlage B - Elektrokardiogramme







# Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht.

Diese Arbeit wurde in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Zwönitz, der 20. September 2011

Romy Gerber